

ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE
UNIVERSITÉ DU QUÉBEC

MÉMOIRE PRÉSENTÉ À
L'ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE

COMME EXIGENCE PARTIELLE
À L'OBTENTION DE LA
MAÎTRISE EN GÉNIE
CONCENTRATION TECHNOLOGIE DE LA SANTÉ
M. Ing.

PAR
Delphine BILLARD

IMPACT DE L'ARTHROSE AU GENOU SUR LES ARTICULATIONS DE LA HANCHE
ET DE LA CHEVILLE EN SE BASANT SUR UNE ANALYSE BIOMÉCANIQUE

MONTREAL, LE 10 MAI 2012



Delphine Billard, 2012



Cette licence [Creative Commons](https://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/) signifie qu'il est permis de diffuser, d'imprimer ou de sauvegarder sur un autre support une partie ou la totalité de cette œuvre à condition de mentionner l'auteur, que ces utilisations soient faites à des fins non commerciales et que le contenu de l'œuvre n'ait pas été modifié.

PRÉSENTATION DU JURY

CE MÉMOIRE A ÉTÉ ÉVALUÉ

PAR UN JURY COMPOSÉ DE :

Mme Neila Mezghani, directrice de mémoire
Département de génie de la production automatisée à l'École de technologie supérieure

Mme Nicola Hagemeister, codirectrice de mémoire
Département de génie de la production automatisée à l'École de technologie supérieure

Jacques De Guise, président du jury
Département de génie de la production automatisée à l'École de technologie supérieure

Nathaly Gaudreault, examinateur externe
École de réadaptation, programme de physiothérapie, Centre de recherche de l'Hôpital
Charles LeMoyn, Université de Sherbrooke

IL A FAIT L'OBJET D'UNE SOUTENANCE DEVANT JURY ET PUBLIC

LE 2 MAI 2012

À L'ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE

REMERCIEMENTS

Ce travail n'aurait pas pu être accompli dans de si bonnes conditions sans l'appui de plusieurs personnes que je souhaiterais remercier ici :

Tout d'abord, un très grand merci à mes directrices, Neila et Nicola, qui m'ont proposé cette expérience de recherche et accueillie au laboratoire ; merci pour vos encouragements, votre disponibilité, ainsi que pour votre confiance gratifiante.

Merci à Jacques de Guise et Nathaly Gaudreault d'avoir accepté d'évaluer mon travail.

Merci aussi à chacun des membres du LIO pour l'ambiance de travail si agréable et stimulante à la fois. Merci notamment à Lauranne, qui m'a guidée depuis le début, soutenue dans les hauts et les bas et aidée souvent, à Joan pour son amitié, à Alex pour son aide inspirante, à Gerald pour son accompagnement dans la gestion de données, ainsi qu'à Michèle, Pierre-Yves, Caroline, Benoît, Jérémy, Guillaume et les autres pour les divers dîners-débats et très nombreux rires.

Merci enfin à tous ceux qui ont été, à un moment ou un autre, ma famille ici ; merci aux potos montréalais pour cette page de ma vie.

Pour finir, une pensée particulière va vers mes amis français qui ne m'ont pas oubliée, vers mes parents que je remercie sincèrement pour leur soutien inaltérable en toutes situations, et vers mes frères et sœur qui comptent tant pour moi.

IMPACT DE L'ARTHROSE AU GENOU SUR LA HANCHE ET LA CHEVILLE EN SE BASANT SUR UNE ANALYSE BIOMÉCANIQUE

Delphine BILLARD

RÉSUMÉ

De nombreuses études utilisent des données biomécaniques pour l'investigation de pathologies du genou telles que la gonarthrose. La classification de patients gonarthrosiques (OA) vs. des sujets asymptomatiques (AS) a déjà été faite à partir de la cinématique du genou pendant la marche. En revanche, les conséquences de la gonarthrose sur les différentes articulations du membre inférieur sont très peu documentées. L'objectif de ce projet est d'analyser l'impact de l'arthrose au genou sur la hanche et sur la cheville pendant la marche : les patrons de cinématique angulaire 3D des trois articulations sont caractérisés pour des populations OA et AS et utilisés pour une classification des sujets.

Les données biomécaniques utilisées ont été acquises lors d'un protocole d'analyse de la marche d'un projet antérieur réalisé sur 15 sujets asymptomatiques et 32 patients gonarthrosiques. (1) Une analyse statistique est effectuée sur le signal cinématique de chacune des articulations vues dans chaque plan de rotation par rapport à un cycle de marche: Des analyses de variance (ANOVA) sont calculées sur chaque pourcent du cycle ainsi que sur des points d'intérêt pour comparer les moyennes et déceler des paramètres locaux distinctifs entre les groupes. Le seuil de significativité est fixé à $p=0.05$. (2) Le système de classification appliqué est basé sur la méthode des sous-espaces et utilise la décomposition en valeurs singulières (SVD) : Cette approche, dite globale, permet de caractériser les signaux en leur totalité tout en décelant des sous-cycles de marche discriminants.

Les patients gonarthrosiques présentent un mouvement de la hanche d'avantage en abduction pendant l'appui et moins en rotation externe que les sujets contrôles surtout au pré-envol (2.0° , $p=0.01$). Pendant la phase d'appui, ils fléchissent moins le genou (4.7° , $p=0.003$) et maintiennent une rotation tibiale moins interne par comparaison aux asymptomatiques (1.0° , $p=0.01$). Enfin, la cheville des patients OA est moins en éversion pendant l'envol et plus en flexion plantaire sur tout le cycle. La classification donne d'excellents résultats au genou, avec plus de 95% de sujets correctement classés dans le plan frontal, mais aussi de très bons taux à la hanche et à la cheville, respectivement jusqu'à 89% et 85% dans le plan sagittal. La phase d'envol dévoile les meilleurs taux dans le plan sagittal aux trois articulations.

Les patrons cinématiques 3D du membre inférieur des patients OA pendant la marche dévoilent des différences significatives avec ceux des sujets AS aux trois articulations: la présence de gonarthrose amène à l'ajustement des stratégies de déplacements angulaires du genou, mais aussi de la hanche et de la cheville. De plus, les deux groupes peuvent être classifiés selon les rotations enregistrés aux trois articulations, ouvrant la voie à de nouvelles recherches pour déceler des stratégies d'adaptation du système locomoteur face à la pathologie et prédire son développement à l'aide de systèmes de classification renforcés.

Mots-clés : Gonarthrose, biomécanique, cinématique, hanche, genou, cheville, classification.

BIOMECHANICAL ANALYSIS TO CHARACTERISE THE IMPACT OF GONARTHROSIS ON HIP AND ANKLE KINEMATICS

Delphine BILLARD

ABSTRACT

Numerous studies use biomechanical data to investigate pathologies such as knee osteoarthritis. The classification of knee osteoarthritis (OA) vs. asymptomatic (AS) subjects has already been made using knee kinematics during gait. However, the consequences of osteoarthritis on other joints of the lower limb are poorly documented. The objective of this project is to analyze the impact of knee osteoarthritis on hip and ankle during gait : 3D angular kinematics patterns of the three joints are analyzed for OA and AS populations and used to classify subjects.

The biomechanical data was obtained during a gait analysis protocol from a previous project. The latter was conducted on 15 asymptomatic subjects and 32 knee osteoarthritis patients. (1) Statistical analysis is performed on kinematic curves of each joint expressed in each anatomical plane during a gait cycle. Analysis of variance (ANOVA) was calculated for each percent of the gait cycle and on points of interest. This was used to compare means between groups and identify local parameters allowing distinguishing between groups. The significance level was set at $p = 0.05$. (2) The classification system used is based on the method of subspaces and uses the singular value decomposition (SVD). This global approach allows characterizing the signals in their totality while also identifying gait sub-cycles that allow a better discrimination between groups.

Knee osteoarthritis patients show increased abduction in the hip movement during the stance phase, and less in external rotation than controls, especially at pre-swing (2.0° , $p = 0.01$). During the stance phase, knee flexion of osteoarthritic patients is lower (4.7° , $p = 0.003$) and remains in decreased internal tibial rotation compared to asymptomatics (1.0° , $p = 0.01$). Finally, the ankle is less in eversion during swing and more in plantar flexion along the entire cycle. The classification gives excellent results for knee kinematics, with more than 95% of subjects correctly classified in the frontal plane, but also very good rates at hip and ankle, respectively up to 89% and 85% in the sagittal plane. The swing phase reveals the best rates in sagittal plane at the three joints.

Gait 3D kinematic patterns of OA patients reveal significant differences with those of AS subjects at the three joints of lower limb. The presence of knee osteoarthritis leads to adjustment of angular displacements strategies of knee, but also of hip and ankle. In addition, both groups can be classified according to rotations recorded at the three joints, opening the way for further research to identify coping strategies of locomotor system against disease and predict its development using strengthened classification systems.

Keywords : Knee osteoarthritis, biomechanics, kinematics, hip, knee, ankle, classification.

TABLE DES MATIÈRES

	Page
INTRODUCTION	1
CHAPITRE 1 CADRE THÉORIQUE.....	3
1.1 Introduction.....	3
1.2 La biomécanique et l'analyse de la marche.....	3
1.2.1 L'étude du mouvement.....	3
1.2.2 Les paramètres de la marche.....	5
1.2.3 L'étude de la démarche pathologique.....	8
1.3 Les articulations du membre inférieur	9
1.3.1 Le genou.....	9
1.3.2 La hanche.....	12
1.3.3 La cheville.....	14
1.4 L'arthrose du genou.....	15
1.4.1 L'arthrose	15
1.4.2 La gonarthrose	17
1.4.3 L'étude biomécanique de la gonarthrose.....	19
CHAPITRE 2 RECENSION DES ÉCRITS	21
2.1 Introduction.....	21
2.2 La cinématique angulaire tridimensionnelle.....	21
2.3 La cinématique du genou.....	25
2.4 La cinématique de la hanche.....	39
2.5 La cinématique de la cheville	42
CHAPITRE 3 PROBLÉMATIQUE ET BUT DE L'ÉTUDE.....	47
3.1 Problématique	47
3.2 Objectifs de l'étude.....	47
3.3 Hypothèses de travail.....	48
CHAPITRE 4 MÉTHODOLOGIE	49
4.1 Introduction.....	49
4.2 Base de données.....	49
4.2.1 Acquisition.....	49
4.2.1.1 Participants.....	50
4.2.1.2 Plan expérimental.....	52
4.2.1.3 Instrumentation	52
4.2.1.4 L'évaluation de la marche en laboratoire	55
4.2.2 Pré-traitement.....	56
4.2.2.1 Filtrage	56
4.2.2.2 Découpage temporel et rééchantillonnage	56
4.2.2.3 Sélection des cycles de marche et moyennage	58

	4.2.2.4	Validation des données et démographie des sujets retenus	58
4.3		L'analyse statistique	59
	4.3.1	L'analyse de variance	59
	4.3.1.1	Principe de l'ANOVA	59
	4.3.1.2	Conditions de distribution des échantillons	60
	4.3.2	Plan de test	61
	4.3.2.1	Point par point.....	61
	4.3.2.2	Points d'intérêt.....	61
	4.3.2.3	Variables biométriques	62
4.4		La classification par une approche globale	63
	4.4.1	Introduction.....	63
	4.4.2	La recherche du meilleur sous-cycle.....	63
	4.4.2.1	L'extraction de caractéristiques globales	63
	4.4.2.2	L'algorithme de recherche.....	65
	4.4.3	Le système de classification.....	66
	4.4.3.1	La décomposition en valeur singulière	66
	4.4.3.2	L'algorithme du classificateur	67
	4.4.3.3	Le résidu de projection.....	68
CHAPITRE 5 RÉSULTATS			71
5.1		Analyse statistique	71
	5.1.1	Variables biométriques	71
	5.1.2	Comparaison des moyennes.....	72
	5.1.2.1	À la hanche	72
	5.1.2.2	Au genou.....	77
	5.1.2.3	À la cheville	81
5.2		Classification par une approche globale	85
	5.2.1	À la hanche	85
	5.2.2	Au genou.....	86
	5.2.3	À la cheville	87
CHAPITRE 6 DISCUSSION			89
6.1		Discussion des résultats	89
6.2		Liens avec la littérature.....	90
6.3		Limites de l'étude	94
CONCLUSION.....			95
ANNEXE I REPÈRES ANATOMIQUES			97
ANNEXE II RÉSULTATS ANOVA POINT PAR POINT			99
BIBLIOGRAPHIE.....			101

LISTE DES TABLEAUX

	Page
Tableau 1.1	Critères de diagnostic de l'arthrose au genou proposés par l'ACR19
Tableau 4.1	Recensement des critères d'inclusion et d'exclusion au projet.....51
Tableau 4.2	Modèle de disposition des marqueurs de surface54
Tableau 4.3	Caractéristiques démographiques des deux groupes étudiés59
Tableau 4.4	Découpage temporel du cycle de marche (Perry, 1992)62
Tableau 5.1	Sigles utilisés pour découpage temporel du cycle de marche.....72
Tableau 5.2	Résultats significatifs sur les paramètres de cinématique angulaire de la hanche75
Tableau 5.3	Résultats significatifs sur les paramètres de cinématique angulaire du genou.....80
Tableau 5.4	Résultats significatifs sur les paramètres de cinématique angulaire de la cheville.....84
Tableau 5.5	Meilleurs résultats obtenus lors de la classification des sujets selon la cinématique de la hanche dans les trois plans.....85
Tableau 5.6	Meilleurs résultats obtenus lors de la classification des sujets selon la cinématique du genou dans les trois plans.....86
Tableau 5.7	Meilleurs résultats obtenus lors de la classification des sujets selon la cinématique de la cheville dans les trois plans87

LISTE DES FIGURES

	Page
Figure 1.1	Représentation schématique du cycle de marche.....5
Figure 1.2	Moments de simple et de double support sur un peu plus d'un cycle de marche.....6
Figure 1.3	Sous-phases de la phase d'appui7
Figure 1.4	Sous-phases de la phase d'envol7
Figure 1.5	Anatomie du genou10
Figure 1.6	Illustration des 6 mouvements de liberté permis par le genou.....11
Figure 1.7	Alignement des membres inférieurs (a) normal, (b) varus, (c) valgus11
Figure 1.8	Anatomie de la hanche.....13
Figure 1.9	Mouvements de la hanche.....13
Figure 1.10	Anatomie du pied.....14
Figure 1.11	Mouvements spécifiques à la cheville15
Figure 1.12	L'arthrose du genou : De la lésion légère (a) à l'atteinte globale (b)18
Figure 2.1	Cinématiques de la hanche, du genou et de la cheville calculées selon 5 protocoles différents.....22
Figure 2.2	Degrés de liberté de rotation du genou, sur un cycle de marche pour un sujet sain, décrit selon 4 méthodes.....23
Figure 2.3	Description des axes de rotation au genou selon la convention de l'ISB tel que décrit par Grood et Suntay (1983).....25
Figure 2.4	Exemples de patrons "normaux" de la littérature.27
Figure 2.5	Patron cinématique du genou sain dans le plan sagittal sur un cycle de marche.....28
Figure 2.6	Courbes des moyennes de l'angle de flexion du genou pour trois groupes de sujets, AS OA modéré et OA sévère.....29

Figure 2.7	Patrons moyens de flexion/extension pour différents groupes de sujets AS ou OA plus ou moins sévèrement atteints.....	31
Figure 2.8	Patrons biomécaniques de genoux sains dans le plan frontal	32
Figure 2.9	Deux types de patrons d'abduction/adduction autour du genou	33
Figure 2.10	Patrons moyens d'abduction/adduction pour différents groupes de sujets AS ou OA plus ou moins sévèrement atteints	35
Figure 2.11	Patrons biomécaniques de genoux sains dans le plan transverse.....	36
Figure 2.12	Patrons moyens de rotations tibiales interne/externe pour différents groupes de sujets AS ou OA plus ou moins sévèrement atteints	37
Figure 2.13	Illustration du système de coordonnées (XYZ) du pelvis, du système de coordonnées fémoral (xyz), et du système de coordonnées de l'articulation de la hanche droite	39
Figure 2.14	Données cinématiques typiques obtenues à la hanche.....	40
Figure 2.15	Tracé moyen (moyenne \pm écart-type) des angles à la hanche intra-essais pour un sujet représentatif.....	41
Figure 2.16	Illustration du système de coordonnées du tibia/fibula (XYZ) et du système de coordonnées du calcaneus (xyz) avec l'articulation complexe de la cheville dans la position neutre	42
Figure 2.17	Tracé moyen (moyenne \pm écart-type) des angles à la cheville intra-essais pour un sujet représentatif.....	43
Figure 2.18	Données cinématiques typiques obtenues à la cheville	44
Figure 4.1	Photos montrant (a) la disposition des marqueurs sur un participant, (b) la portion fémorale de l'exosquelette, (c) un corps rigide composé de marqueurs de mouvement	53
Figure 4.2	Équipement d'acquisition des données cinématiques	55
Figure 4.3	Schéma représentatif du patron de la force de réaction verticale du tapis pour le membre évalué et celui opposé exprimée en pourcentage du poids corporel (%PC)	57
Figure 4.4	Méthode de validation leave-one-out.....	64
Figure 4.5	Algorithme de recherche du meilleur sous-cycle du cycle de marche.....	65

Figure 4.6	Algorithme de classification	68
Figure 5.1	Graphique du poids corporel moyen des groupes de sujets	71
Figure 5.2	Graphique des patrons cinématiques moyens à la hanche dans le plan frontal exprimés en degrés en fonction des pourcentages du cycle de marche	73
Figure 5.3	Graphique des patrons cinématiques moyens à la hanche dans le plan sagittal exprimés en degrés en fonction des pourcentages du cycle de marche	76
Figure 5.4	Graphique des patrons cinématiques moyens à la hanche dans le plan transversal exprimés en degrés en fonction des pourcentages du cycle de marche	76
Figure 5.5	Graphique des patrons cinématiques moyens au genou dans le plan frontal exprimés en degrés en fonction des pourcentages du cycle de marche	77
Figure 5.6	Graphique des patrons cinématiques moyens au genou dans le plan sagittal exprimés en degrés en fonction des pourcentages du cycle de marche	78
Figure 5.7	Graphique des patrons cinématiques moyens au genou dans le plan transversal exprimés en degrés en fonction des pourcentages du cycle de marche	79
Figure 5.8	Graphique des patrons cinématiques moyens à la cheville dans le plan frontal exprimés en degrés en fonction des pourcentages du cycle de marche	81
Figure 5.9	Graphique des patrons cinématiques moyens à la cheville dans le plan sagittal exprimés en degrés en fonction des pourcentages du cycle de marche	82
Figure 5.10	Graphique des patrons cinématiques moyens à la cheville dans le plan transversal exprimés en degrés en fonction des pourcentages du cycle de marche	83
Figure 6.1	Plans anatomiques	97
Figure 6.2	Terminologie biomécanique	98

LISTE DES ABRÉVIATIONS, SIGLES ET ACRONYMES

3D	Trois dimensions
Abd	Abduction
Add	Adduction
ACR	American College of Rheumatology
AS	Asymptomatique
CCS	Cartesien Coordinate System
CHUM	Centre Hospitalier de l'Université de Montréal
CM	Cycle de marche
Ext	Extension
Flex	Flexion
IMC	Indice de Masse Corporelle
ISB	International Society of Biomechanics
JCS	Joint Coordinate System
LIO	Laboratoire de recherche en Imagerie et d'Orthopédie
Min	Minimum
OA	Gonarthrose
SPSS	Statistical Package for the Social Science
STC	Standardization and Terminology Committee
SVD	Singular Value Decomposition
WOMAC	Western Ontario and McMaster Universities Arthritis Index

INTRODUCTION

La gonarthrose, ou arthrose du genou, est un trouble musculo-squelettique qui affecte la géométrie et la fonction dynamique du genou. Elle touche une large population de personnes, dont particulièrement les aînés, avec une progression lente et irréversible qui mène souvent jusqu'à de sérieux problèmes de mobilité et d'invalidité. Sa prévalence varie entre 10 et 15 % des personnes âgées de plus de 60 ans au Québec (Ganjikia et al., 2000). Avec le vieillissement de la population et l'augmentation de la prévalence de l'obésité, le nombre de personnes qui en souffriront est appelé à croître au cours des prochaines décennies. Cette pathologie est reconnue comme un important problème de santé publique et suscite l'intérêt des chercheurs en analyse du mouvement depuis plusieurs années.

L'approche biomécanique est tout à fait pertinente lors de l'évaluation fonctionnelle d'une articulation. De plus en plus d'études de la marche utilisent des données cinématiques et cinétiques tridimensionnelles du genou pour l'investigation de pathologies telles que la gonarthrose (Gok, Ergin et Yavuzer, 2002; Heiden, Lloyd et Ackland, 2009; Kaufman et al., 2001). En revanche, les liens entre les modifications observées au genou et celles à la hanche et à la cheville restent encore très mal connus.

L'objectif général de ce projet de recherche est d'analyser l'impact de l'arthrose au genou sur les articulations de la hanche et de la cheville en se basant sur des données biomécaniques, et plus spécifiquement en se basant sur la cinématique, i.e. les angles dans les trois dimensions aux trois articulations.

Pour compléter cet objectif, il est nécessaire d'avoir des connaissances sur l'analyse de la marche, sur l'anatomie des articulations du membre inférieur et sur l'arthrose. Ce cadre théorique est contenu dans le CHAPITRE 1. Le CHAPITRE 2 présente un état des lieux des connaissances actuelles concernant la cinématique des différentes articulations, et amène au CHAPITRE 3 qui précise la problématique de l'étude. Le CHAPITRE 4 décrit la

méthodologie employée et le CHAPITRE 5 les résultats obtenus. Enfin, une discussion générale est présentée dans le CHAPITRE 6.

CHAPITRE 1

CADRE THÉORIQUE

1.1 Introduction

Principal moyen de locomotion pour les êtres humains, la marche est une activité fonctionnelle essentielle dans la vie de tous les jours. Elle rime souvent avec autonomie, adaptabilité et fonctionnalité.

L'analyse de la marche est utile dans deux buts très différents : pour permettre l'évaluation afin de mieux guider le clinicien lors du traitement des patients et pour en améliorer notre compréhension à travers la recherche fondamentale ou clinique (Whittle, 2007). Selon Lafuente et al. (1997), « un défi continu pour les cliniciens dans les champs de l'orthopédie, de la traumatologie et de la réadaptation est la connaissance de l'étendue et des conséquences d'une quelconque blessure ou maladie et le résultat d'une intervention ».

Afin de mener à terme un travail de recherche comme celui-ci, il est nécessaire en premier lieu de comprendre l'intérêt de la biomécanique et les principes de l'analyse de la marche. Ce premier chapitre de mise en contexte tente de répondre à ces questions et s'applique à décrire la gonarthrose, l'arthrose du genou.

1.2 La biomécanique et l'analyse de la marche

1.2.1 L'étude du mouvement

La biomécanique est une discipline scientifique qui étudie les systèmes vivants, comme le corps humain, à l'aide de méthodes d'ingénierie mécanique. Plus précisément, c'est l'application de la mécanique Newtonienne à l'étude du système neuro-musculaire-squelettique. Elle le décrit, l'analyse et l'évalue alors qu'il effectue une habileté motrice.

On peut qualifier la biomécanique d'*interdisciplinaire* dans la mesure où elle se base sur des savoirs qui proviennent de la physique, des mathématiques, de la physiologie, de l'anatomie, et bien d'autres. Les variables qui sont utilisées dans une analyse du mouvement peuvent être catégorisées ainsi : cinématique, cinétique, anthropométrie, mécanique des muscles et électromyographie (Winter, 2009). La cinématique, qui nous intéresse particulièrement dans ce travail de recherche, étudie les mouvements des corps, indépendamment des forces qui les causent. La description géométrique des mouvements comprend des termes de déplacements linéaires et angulaires, de vitesses et d'accélération. La cinétique pour sa part indique l'étude des forces internes et externes, des moments, des masses et des accélérations, mais sans détail sur la position ou l'orientation des objets impliqués.

La marche étant un processus mécanique réalisé par un système biologique, il est tout à fait approprié de l'étudier selon une telle approche biomécanique (Whittle, 2007).

Dans une lettre de l'Observatoire Du Mouvement (2004), R. Darmana explique :

« S'ils n'étaient utilisés que pour marcher, les membres inférieurs seraient de conception moins complexe et la locomotion serait une fonction cinématique plus simple. Mais ils offrent un nombre infini de modes de déplacements au corps humain comme l'escalade, la course ou la reptation et pour rendre disponibles toutes ces options simultanément, leur conception a dû être très sophistiquée. La locomotion, si elle n'utilise qu'une partie des possibilités offertes par le système doit cependant l'utiliser avec sa complexité. »

En effet, cette activité quotidienne qui semble être effectuée naturellement, sans effort et sans réflexion, nécessite pourtant un ensemble de mouvements complexes et coordonnés sollicitant le cerveau, la moelle épinière, les muscles, les os et les articulations. Dans la majorité des études de la locomotion, les mouvements du haut du corps, tronc et bras, sont négligés alors que la fluidité et l'efficacité de la marche en dépendent aussi.

1.2.2 Les paramètres de la marche

Avant d'appréhender l'analyse de la marche sur des cas particuliers, sujets d'une pathologie comme l'arthrose par exemple, il faut d'abord se représenter la démarche « normale » d'un sujet asymptomatique ou sujet sain, pour avoir un standard sur lequel se baser. Il est important de préciser que la qualification de « normal » peut couvrir tout les âges, sexes, et géométries corporelles; et même pour l'évaluation d'une démarche, différent ne veut pas dire indésirable! Un standard se choisit à partir de tendances répandues selon le but de l'étude, les caractéristiques des sujets d'intérêt, etc.

Puisque la locomotion est une succession de mouvements cycliques répétitifs avec des déplacements s'effectuant dans les 3 plans de l'espace, elle est dépendante de paramètres temporeux et spatiaux.

Le **cycle de marche** correspond spatialement à une enjambée, ou deux pas. Temporellement, il est défini comme l'intervalle de temps entre deux occurrences successives d'un des événements répétitifs pendant la marche, par convention l'instant où l'un des pieds entre en contact avec le sol, dit le « contact initial » (cf. Figure 1.1).

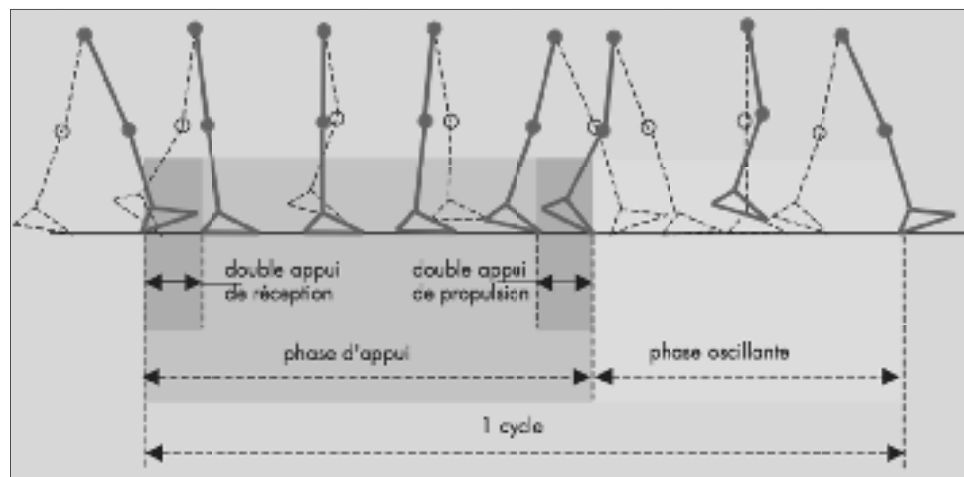


Figure 1.1 Représentation schématique du cycle de marche et de la position des jambes lors de ses principales phases
Tiré de Darmana (2004)

Les deux membres inférieurs réalisent les mêmes séries d'évènements mais en décalage d'un demi-cycle comme schématisé Figure 1.2. Il est d'usage de choisir d'observer une jambe en particulier et de définir le cycle de marche à partir de ses mouvements.

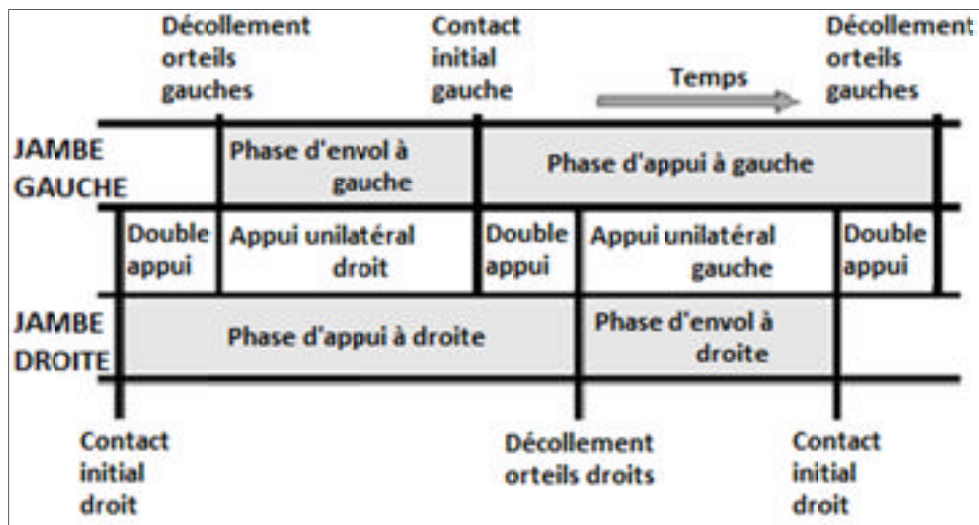


Figure 1.2 Moments de simple et de double support sur un peu plus d'un cycle de marche
Tiré et adapté de Whittle (2007)

Le cycle de marche peut donc être divisé en deux phases principales, dites d'appui et d'oscillation ou d'envol. En moyenne, un cycle dure une seconde dont 60% où la jambe évaluée est en contact avec le sol, définissant la phase d'appui, et 40% où la jambe est en balancement, en progression vers l'avant sans toucher le sol. Ces deux phases peuvent être divisées à nouveau en sous-phases comme présentées ci-dessous selon le découpage temporel proposé par Perry (1992) :

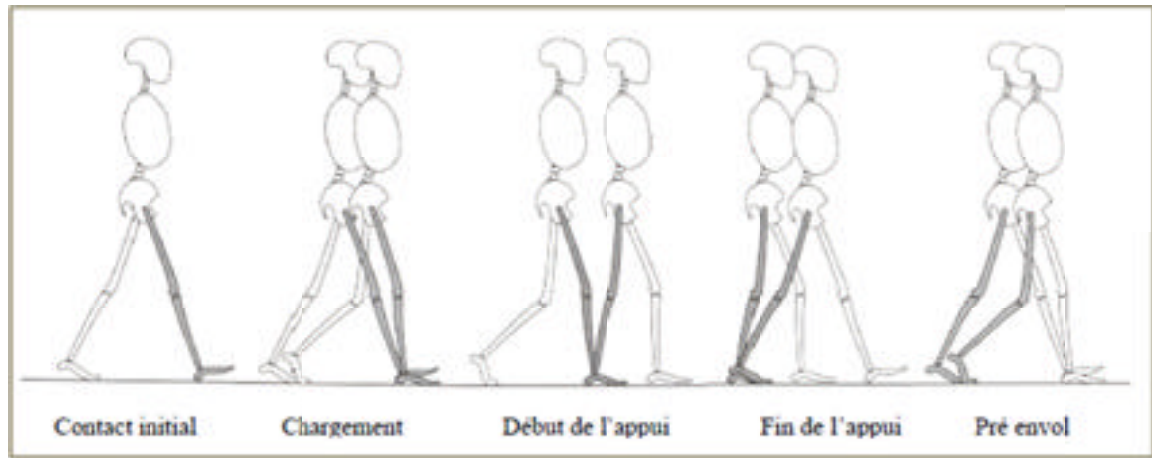


Figure 1.3 Sous-phases de la phase d'appui
Adapté de Perry (1992) par Fuentes (2010)

Le contact initial du talon du membre inférieur évalué avec le sol est considéré comme le premier instant du cycle de marche. Une phase de chargement du poids corporel sur la jambe est définie pendant le double appui de 1 à 10 % du cycle. La phase d'appui unilatéral est ensuite divisée en deux sous-phases, de 10 à 30 % et de 30 à 50 % du cycle. Une seconde phase de double appui permet une poussée en préparation à l'envol de 50 à 60 % du cycle.

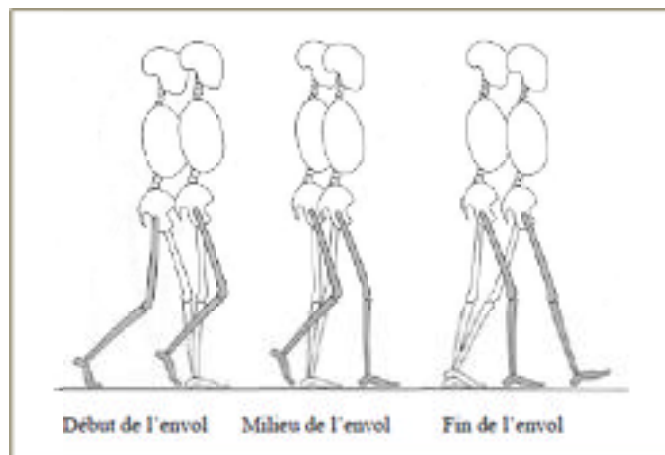


Figure 1.4 Sous-phases de la phase d'envol
Adapté de Perry (1992) par Fuentes (2010)

La phase d'oscillation est partagée en trois sous-phases, de 60 à 73 %, de 73 à 87 % et de 87 à 100 % du cycle de marche.

La temporalité de la marche se caractérise aussi avec les paramètres suivants : la cadence est le nombre de pas faits sur un temps donné, l'unité usuelle étant le pas par minutes. D'avantage utilisé par la communauté scientifique, le temps de cycle se calcule en divisant 120 par la cadence en pas par minutes, afin d'obtenir une unité en secondes. La vitesse de marche en mètres par secondes se retrouve alors en divisant la longueur des foulées par le temps de cycle.

D'autres données peuvent être enregistrées à l'aide de divers équipements, comme les angles aux articulations, les forces, moments et accélérations, la pression sous le pied, l'activité électrique des muscles ou la consommation d'oxygène, etc.

1.2.3 L'étude de la démarche pathologique

La marche d'un individu peut être altérée suite à l'atteinte d'une structure ostéo-articulaire, musculaire, ou neurologique (périphérique ou centrale). Un mouvement anormal peut apparaître pour deux raisons : soit le sujet n'a pas le choix, le mouvement étant contraint par une déficience telle qu'une faiblesse, une spasticité ou une raideur; soit le mouvement est une compensation, que le sujet utilise pour corriger un autre problème qui a par conséquent besoin d'être identifié.

L'analyse de la locomotion peut donner un meilleur aperçu de la nature du déficit et de la façon dont le patient est capable de le compenser. Elle doit permettre une meilleure compréhension de la condition pathologique elle-même et suggérer des méthodes de traitement améliorées.

Quelques difficultés se présentent lors de l'étude biomécanique d'une démarche pathologique : Tout d'abord différents problèmes peuvent se manifester par une démarche anormale comparable. Il faut définir une allure anormale par des termes descriptifs, non pas par les causes pathologiques (Whittle, 2007). De plus, on observe des effets et non des causes; autrement dit la démarche observée n'est pas seulement le résultat direct d'un

processus pathologique mais aussi le résultat des tentatives du sujet de compenser ce processus pathologique. Enfin l'analyse de la locomotion est fortement compliquée par les variations de démarche existantes entre les individus asymptomatiques, or ces variations sont plus importantes encore entre des patients de pathologie similaire (Loslever, Laassel et Angue, 1994).

1.3 Les articulations du membre inférieur

Cette section expose l'anatomie des articulations du membre inférieur, genou, hanche et cheville. Les termes anatomiques employés sont définis en ANNEXE I.

Rappelons avant tout qu'une articulation est un point de contact de deux ou plusieurs os (Marieb, 2005) et désigne l'ensemble des éléments par lesquels les os s'unissent les uns aux autres¹.

Les articulations présentées ci-après sont toutes très mobiles (dites diarthroïdiales) et synoviales, selon des classifications fonctionnelle et structurale : Les os s'assemblent par l'intermédiaire d'une cavité remplie de liquide synovial (Marieb, 2005), une configuration qui offre une grande liberté de mouvement.

1.3.1 Le genou

Le genou est l'articulation qui relie le fémur au tibia. Plus exactement, il met en relation le fémur, le tibia, et la rotule. Il est en fait composé de trois compartiments que l'on peut assimiler à trois articulations liées : on retrouve deux compartiments, fémoro-tibial interne et fémoro-tibial externe, entre les condyles du fémur au-dessus et les ménisques latéral et médial en forme de croissant du tibia au-dessous; et le compartiment fémoro-patellaire se trouve entre la rotule (ou patella) et la partie inférieure du fémur.

¹Grand dictionnaire terminologique, Office québécois de la langue française, 2011.

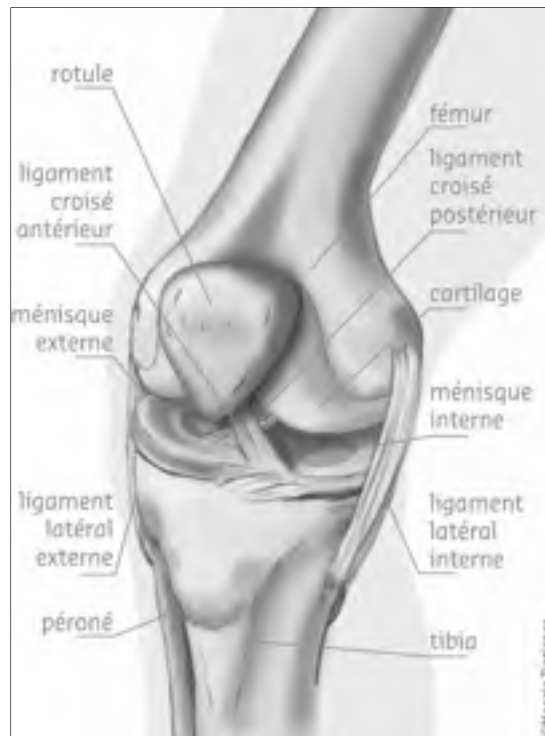


Figure 1.5 Anatomie du genou

Image tirée du site : <http://www.chirurgie-orthopedique-pasteur-brest.fr/images/anatcheville.jpg>

Les rôles du genou varient selon chacune des phases et sous-phases du cycle de marche : amortissement, absorption d'énergie, stabilité, soutien du poids du corps. L'articulation est continuellement sollicitée et doit pouvoir s'adapter rapidement tout en maintenant une mobilité et une stabilité adéquate.

Le déplacement principalement réclamé est explicitement la rotation de flexion/extension. Cependant la spécificité de l'articulation demeure dans ses six degrés de liberté, comme schématisé dans la Figure 1.6. Le genou peut effectuer trois rotations, la flexion/extension, l'adduction/adduction et la rotation interne/externe, et trois déplacements, en antéropostérieur (AP), médiolatéral (ML) et proximodistal (PD).

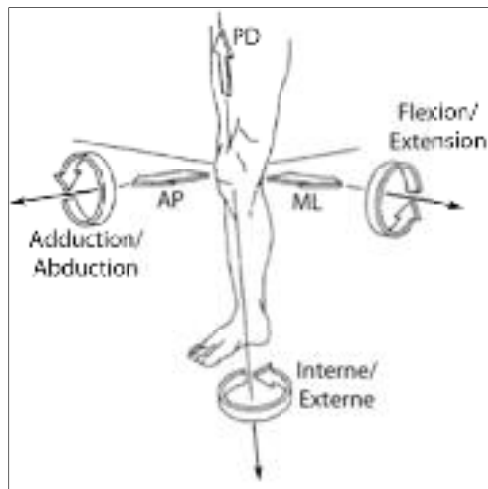


Figure 1.6 Illustration des 6 mouvements de liberté permis par le genou
Tiré et adapté de Delurzio et al. (1997)

Du fait de sa géométrie osseuse particulière, conjuguée à l'intervention de nombreux tissus mous qui l'entourent, la biomécanique du genou est très compliquée. Alexandre Fuentes (2010) donne en exemple un simple mouvement de flexion qui nécessite pourtant une combinaison d'un roulement et d'un glissement des condyles fémoraux sur les plateaux tibiaux.

Enfin, il faut relever un autre point terminologique spécifique : Les adjectifs varus et valgus s'emploient pour un membre ou une partie de membre qui est tournée respectivement à l'intérieur ou à l'extérieur par rapport à l'axe du corps, comme illustré Figure 1.7.

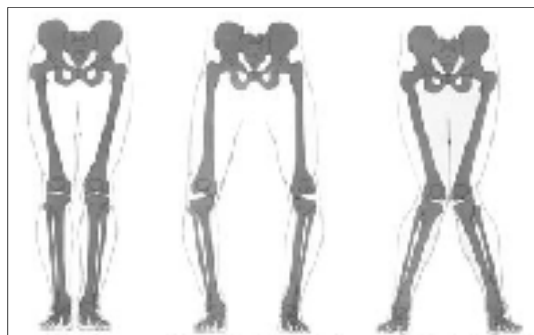


Figure 1.7 Alignement des membres inférieurs (a) normal, (b) varus, (c) valgus
Tiré de : www.zimmer-canada.com/z/ctl/op/global/action/1/id/380/template/PC/navid/1374

Ces termes désignent des positions statiques, mais ils correspondent à des configurations que l'on retrouve lors du mouvement : le valgus concorde avec une abduction et le varus avec une adduction.

Plus précisément, Karine Boivin (2010) l'explique ainsi :

- Un alignement normal, ou une angulation du tibia par rapport au fémur autour de zéro, se manifeste cliniquement par un espacement proportionnel entre les genoux et entre les pieds ;
- Un désalignement en varus, ou une angulation en adduction du tibia par rapport au fémur, se manifeste cliniquement par un espacement entre les genoux alors que les pieds sont rapprochés ;
- Un désalignement en valgus, ou une angulation en abduction, se manifeste cliniquement par un espacement entre les pieds alors que les genoux sont rapprochés.

La mesure de désalignement en varus/valgus autour du genou s'évalue à partir de l'axe mécanique du membre inférieur qui correspond à l'angle formé dans le plan frontal entre les axes longitudinaux de la cuisse (axe formé entre le centre articulaire de la hanche et celui du genou) et de la jambe (axe formé entre le centre articulaire du genou et celui de la cheville). Cette déviation dans le plan frontal se quantifie à partir d'une radiographie de la totalité des membres inférieurs, appelée pangonogramme.

1.3.2 La hanche

L'articulation de la hanche, dite coxo-fémorale, relie l'os coxal du bassin au fémur, l'os de la cuisse. C'est une articulation dite "ball-and-socket" (joint sphérique parfait), c'est-à-dire avec une boule, la tête du fémur, dans une cavité, l'acétabulum (ou cotyle) du pelvis (Whittle, 2007).

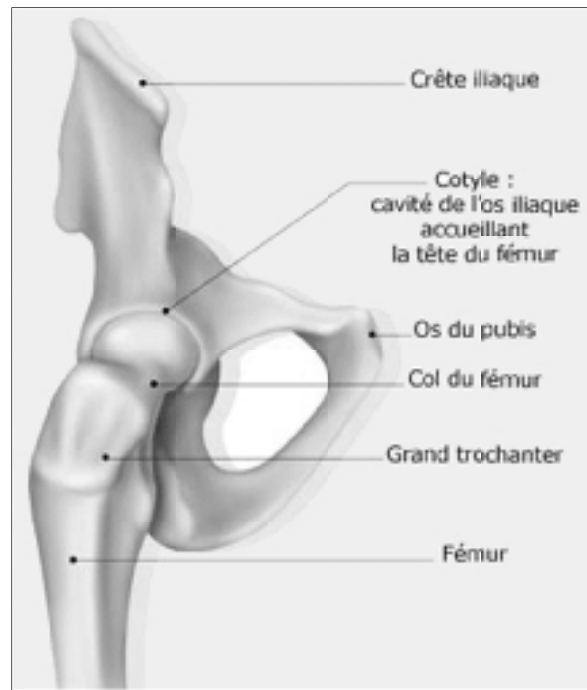


Figure 1.8 Anatomie de la hanche

Tiré de : <http://www.chirurgie-orthopedique-pasteur-brest.fr/images/anathanche.jpg>

Sphéroïde, elle possède une bonne amplitude de mouvement. Ceux-ci s'effectuent dans tous les plans possibles (Figure 1.9) mais sont limités par les ligaments et par sa cavité profonde.

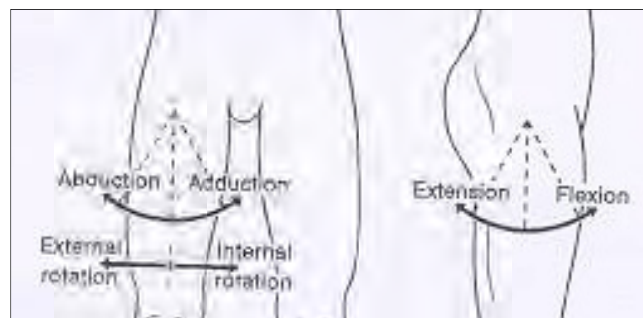


Figure 1.9 Mouvements de la hanche

Tiré et adapté de Whittle (2007)

1.3.3 La cheville

La cheville est une articulation tibio-tarsienne à trois surfaces : supérieure entre le tibia et le talus, médiale entre le talus et l'intérieur de la malléole médiale du tibia, et latérale entre le talus et l'intérieur de la malléole latérale du fibula.

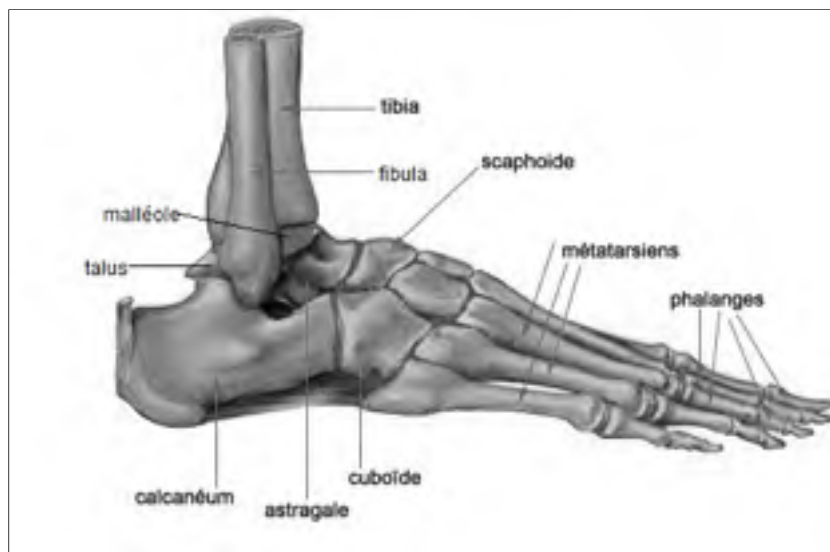


Figure 1.10 Anatomie du pied

Tiré du site : <http://www.chirurgie-orthopedique-pasteur-brest.fr/images/anatcheville.jpg>

La mobilité de la cheville (Figure 1.11) est permise par deux articulations majeures :

- Le tibia et la fibula (ou péroné) s'articulent avec le talus : l'articulation talo-crurale est de type synoviale trochléenne (à l'image d'une poulie admettent une seule direction de mouvement). Elle donne une liberté de mouvement uniaxiale qui permet la dorsiflexion et la flexion plantaire du pied.
- L'articulation intertarsienne (entre les os du tarse adjacent) est de type synoviale plane, i.e. non axiale. Un mouvement de glissement rend possible l'inversion et l'éversion du pied.

De plus, une articulation supplémentaire entre le tibia et le fibula, dite tibio-fibulaire distale, laisse un peu plus de liberté aux mouvements de la cheville en dorsiflexion. Elle est de type

fibreuse, plus précisément syndesmose, ce qui indique la présence d'un ligament qui relie les deux os.



Figure 1.11 Mouvements spécifiques à la cheville
Images tirées et adaptées de Marieb (2005)

1.4 L'arthrose du genou

Ce projet de recherche se préoccupe d'un type de pathologie uniquement, l'arthrose du genou, introduite dans cette section.

1.4.1 L'arthrose

L'arthrite désigne l'inflammation d'une ou plusieurs articulations². L'arthrose (en anglais *osteoarthritis* – OA) est la forme d'arthrite la plus courante, une affection articulaire chronique et dégénérative des articulations. Dans les populations occidentales, c'est l'une des plus fréquentes causes de douleur, de perte de fonction et d'invalidité chez les adultes (Arden et Nevitt, 2006) et une cause majeure d'invalidité chronique chez les personnes âgées (Lawrence et al., 1998). Après 65 ans, plus de 80% de la population présente des signes d'arthrose sur au moins un site (Issa et Sharma, 2006). La prévalence augmente avec l'âge puisque sa progression est lente et irréversible. Avec le vieillissement des populations, on

² Grand dictionnaire terminologique, Office québécois de la langue française, 2002.

s'attend à une augmentation du nombre de personnes touchées dans les prochaines années. C'est un problème de santé publique reconnu.

L'incidence et la prévalence estimées varient selon les études, en partie à cause de l'utilisation de différentes définitions de ce qui constitue la maladie. Des efforts ont cependant été fait ces dernières années pour développer des standards, comme les critères de l'*American College of Rheumatology* (ACR) pour l'arthrose à la main, à la hanche et au genou.

Une définition plus précise de l'arthrose, ici traduite par Boivin (2010), est présentée par Issa et Sharma (2006) comme la plus récente et plus largement acceptée :

"L'arthrose est une pathologie qui résulte d'une cascade d'évènements biologiques et mécaniques ayant pour effet de déstabiliser le processus normal compensatoire de dégradation et de synthèse de la matrice extracellulaire et des chondrocytes (cellules de cartilage) du cartilage articulaire ainsi que de l'os sous-chondral³. Certainement initiée par de multiples facteurs, incluant ceux de nature génétique, développementale, métabolique et traumatique, l'arthrose touche tous les tissus de ou des articulations synoviales atteintes. Elle se manifeste par des changements d'ordres morphologique, biochimique, moléculaire et biomécanique aux niveaux des cellules et de la matrice du cartilage et de l'os sous-chondral. Ces changements s'expriment par le ramollissement, la fibrillation, le développement d'ulcères et la perte de cartilage articulaire, par la sclérose et l'éburnation de l'os sous-chondral ainsi que par la formation d'ostéophytes (ou de minuscules becs osseux) et de kystes sous-chondraux. Lorsqu'elle présente des symptômes, l'arthrose se caractérise par de la douleur articulaire, de la sensibilité au toucher ou à la pression, une restriction au mouvement, la présence de crépitements, un épanchement occasionnel ainsi que par un niveau d'inflammation variable, sans effets systémiques."

³Qui a trait au cartilage (Grand dictionnaire terminologique)

L'arthrose peut être primaire (idiopathique) ou secondaire (lorsqu'une cause peut être identifiée) (Issa et Sharma, 2006). De plus, l'arthrose idiopathique peut être locale, confinée à une articulation, ou généralisée et classiquement affectant les mains et au moins une articulation porteuse majeure.

Le diagnostic de l'arthrose est habituellement clinique et est basé sur l'âge, les symptômes, la localisation, le nombre d'articulations impliquées, et les résultats radiographiques. Les symptômes se résument par la présence d'une douleur articulaire persistante (ressentie tous les jours sur une période minimum de un mois) et, dans certains cas, de la raideur articulaire matinale (pendant moins d'une demi-heure) ou des crépitements lors du mouvement. Les radiographies peuvent attester la dégénérescence articulaire par une diminution de l'espace articulaire ou hypertrophie de l'os sous-chondral par exemple.

Cette variation des critères de diagnostic est due au fait que l'arthrose peut être silencieuse et qu'il n'existe pas de forte corrélation entre les signes radiologiques et les symptômes qui peuvent en découler (Sharma et coll., 2006). Le processus arthrosique se manifeste de façon très hétérogène d'un individu à l'autre.

Même si son étiologie reste inconnue, de nombreuses études se sont penchées sur les facteurs de risque dans la pathogenèse et dans la progression. L'objectif est de cibler ceux qui ont le plus besoin de prévention et de traitement. Ainsi Issa et Sharma (2006) identifient la génétique, le vieillissement, une déformation à l'articulation, une blessure, l'obésité, et des déficiences hormonales comme pouvant être impliqués dans la pathogenèse; Arden et Nevitt (2006) ajoutent le sexe féminin.

1.4.2 La gonarthrose

Le genou est l'une des articulations les plus touchées par l'arthrose, avec la hanche, la colonne vertébrale et le pied. L'impact sur la population est plus important pour l'arthrose des hanches ou des genoux puisque la douleur et la rigidité aux articulations porteuses de

poids amènent souvent à de sérieux problèmes de mobilité et l'invalidité requière des traitements chirurgicaux coûteux (Arden et Nevitt, 2006).

Selon Kaufman et al. (2001), il est estimé que 9 % des hommes et 18 % des femmes de plus de 65 ans souffrent d'arthrose au genou. Ces individus ressentent de la douleur, une rigidité, et une diminution de la gamme de mouvements à l'articulation, des limitations qui amènent à la perte de l'indépendance fonctionnelle.

La gonarthrose se caractérise par une détérioration du cartilage au genou (Figure 1.12 a) mais aussi par une détérioration de l'os sous-chondral (Figure 1.12 b).



Figure 1.12 L'arthrose du genou : De la lésion légère (a) à l'atteinte globale (b)
 Images tirées et adaptées du site : <http://www.centerpulseorthopedics.com/eprise/main/orthopedics/us/images/patients/knee/traum.jpg>

L'*American College of Rheumatology* propose les critères suivants pour le diagnostic de l'arthrose au genou (Tableau 1.1):

Tableau 1.1 Critères de diagnostic de l'arthrose au genou proposés par l'ACR

Critères cliniques	Critères cliniques et radiologiques
1. Douleur au genou journalière sur une période d'un mois au cours de la dernière année 2. Crépitement lors d'une mobilisation articulaire 3. Raideur matinale sur une durée ≤ 30 minutes 4. Âge ≥ 38 ans 5. Hypertrophie osseuse périarticulaire à l'examen clinique	1. Douleur au genou journalière sur une période d'un mois au cours de la dernière année 2. Ostéophytes (déterminés par radiographie) 3. Liquide synovial typique aux arthrosiques (analyse en laboratoire) 4. Âge ≥ 40 ans 5. Raideur matinale sur une durée ≤ 30 minutes 6. Crépitements lors d'une mobilisation articulaire
Le diagnostic d'arthrose est positif si les items suivants sont présents :	
1, 2, 3, 4 ou 1, 2, 5 ou 1, 4, 5	1, 2 ou 1, 3, 5, 6 ou 1, 4, 5, 6

1.4.3 L'étude biomécanique de la gonarthrose

La gonarthrose est l'une des pathologies classiquement étudiée dans les laboratoires de biomécanique. Comparés à des sujets contrôles, les patients au genou arthrosique présentent une diminution de la vitesse de marche et de la cadence, un temps de support augmenté, une foulée plus courte, une augmentation de la flexion du genou au contact du talon, et une flexion réduite durant la phase d'appui (Heiden, Lloyd et Ackland, 2009).

Pour repérer des modifications de la démarche dues à la pathologie, de nombreux protocoles peuvent être envisagés. L'approche qui a été la plus souvent utilisée consiste à extraire des paramètres caractéristiques du patron de marche au genou dans le plan sagittal et de les comparer entre un groupe d'individus gonarthrosiques (OA) et un groupe d'individus asymptomatiques (AS). Mais les méthodes se sont diversifiées au fur et à mesure du développement des technologies et l'analyse de la locomotion dispose d'outils de mesure de plus en plus précis, tel que l'exosquelette KneeKG (Sudhoff et al., 2007) qui enregistre les déplacements des segments corporels dans les trois dimensions en minimisant les artefacts créés par les mouvements de la peau.

Suite à cette mise-en-relief des domaines d'intérêt touchant cette étude, le prochain chapitre fait un état des lieux des connaissances actuelles concernant la cinématique des articulations du membre inférieur.

CHAPITRE 2

RECENSION DES ÉCRITS

2.1 Introduction

Ce chapitre exprime l'intérêt de l'analyse tridimensionnelle des articulations du membre inférieur. On présente une synthèse de la littérature disponible qui propose des modèles de patrons de cinématique angulaire aux articulations du membre inférieur, pour des individus asymptomatiques et gonarthrosiques.

De plus, on veut justifier la pertinence de l'étude de la cinématique angulaire tridimensionnelle ainsi que celle de l'étude simultanée des trois articulations du membre inférieur.

2.2 La cinématique angulaire tridimensionnelle

L'objectivité en analyse de la marche est un pré-requis important pour garantir une haute qualité de recherche ou de pratique clinique. Comme le soulignent Krauss et al. (2011), les protocoles diffèrent aux niveaux des modèles biomécaniques sous-jacents, des ensembles de marqueurs associés, des enregistrements et des traitements des données. Cette variété des approches utilisées d'une étude à l'autre crée des problèmes lorsqu'elle amène à des comparaisons parfois hasardeuses des résultats.

Par exemple, Ferrari et al. (2008) ont comparé cinq protocoles actuellement utilisés en analyse de la marche sur un cycle de marche, à la hanche, au genou et à la cheville (Figure 2.1). Les mouvements dans le plan sagittal montrent une bonne corrélation entre les protocoles. Les mouvement dans les autres plans révèlent des corrélations plus faibles.

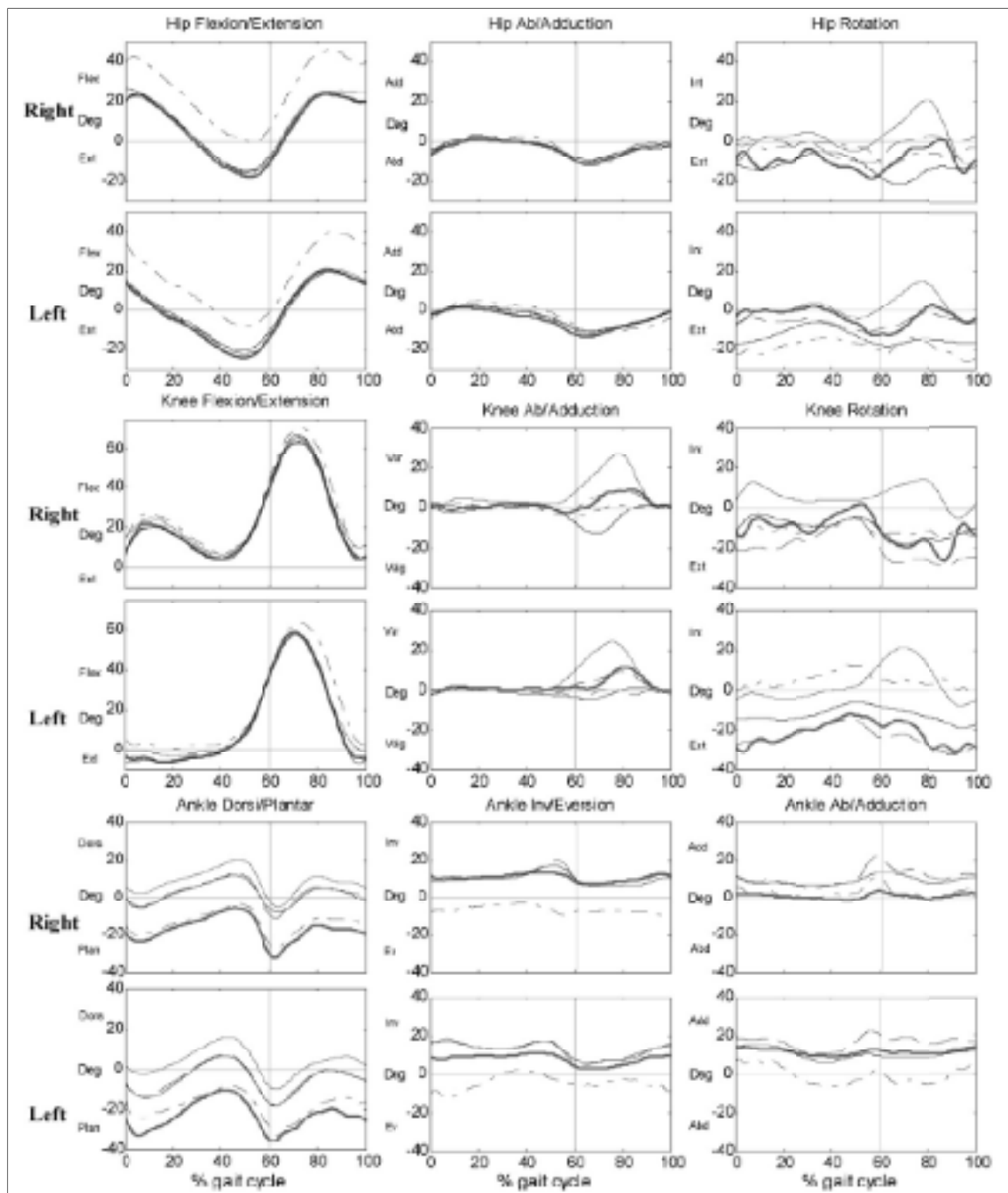


Figure 2.1 Cinématiques de la hanche, du genou et de la cheville calculées selon 5 protocoles différents

Tirée de Ferrari et al. (2008)

Cinématiques calculées selon 5 protocoles :

T3Dg (tirets), PiG (lignes pointillées), SAFLo (tirets-points), CAST (noire pleine), et LAMB (tirets gris épais)

De même, Cappozzo et al. (2005) ont comparé des séries temporelles et des valeurs d'angles au genou pendant une marche à niveau sur un sujet en utilisant différents concepts pour décrire les mouvements relatifs entre deux segments osseux (Figure 2.2). Ils rapportent seulement des différences mineurs pour les angles de flexion/extension, mais substantielles pour les angles d'abduction/adduction et de rotation interne/externe.

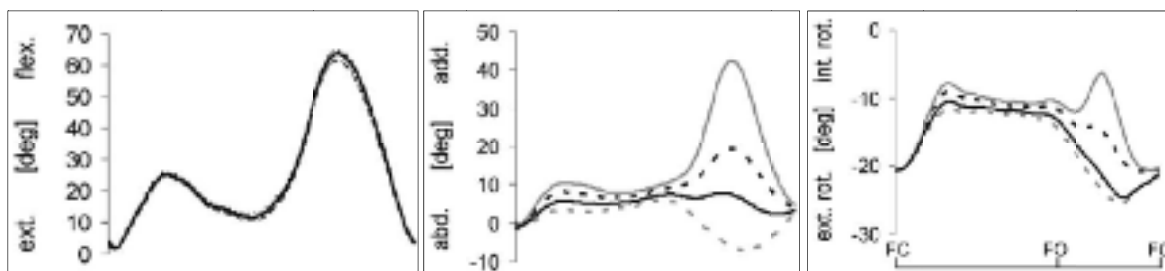


Figure 2.2 Degrés de liberté de rotation du genou, sur un cycle de marche pour un sujet sain, décrit selon 4 méthodes

Tirée de Cappozzo et al. (2005)

Légende : (a) la convention Cardan (Grood et Suntay, 1983) en ligne noire continue, (b) l'approche géométrique (Paul JP., 1992) en ligne grise continue, (c) les composantes du vecteur d'orientation projetées sur les axes de la partie proximale (fémorale) du cadre anatomique (Woltring, 1994) en pointillés noirs, (d) les composantes du vecteur d'orientation projetées sur les axes en utilisant la séquence de rotation Cardan (Fioretti et al., 1997) en pointillés gris. FC : Contact du pied; FO : Décollage du pied.

La même conclusion est rapportée par Krauss et al. (2011) qui comparent des variables cinématiques au genou pendant la marche depuis deux modèles sur des sujets avec de l'arthrose au genou et des contrôles sains (approche fonctionnelle - FA vs. approche prédictive - PA). L'étude révèle de larges différences entre les modèles pour les variables qui ne sont pas dans le plan sagittal en comparaison aux mouvements de flexion/extension. En accord avec d'autres auteurs (Della Croce et al., 2005; Ferrari et al., 2008), Krauss et ses collaborateurs recommandent de s'abstenir d'utiliser des variables de la marche dans le plan transverse tant que les sources d'erreurs ne sont pas notablement réduites.

Enfin, Cloete et Scheffer (2008) comparent la fiabilité cinématique de la capture de mouvement inertielle avec une capture du mouvement optique pendant des études de la

marche habituelles sur 8 sujets sains. Les angles au genou et à la hanche dans le plan sagittal sont très comparables. Les plans transverse et frontal correspondants sont modérément précis. Les angles à la cheville des deux systèmes sont moins précis. Cela pourrait être expliqué par l'utilisation de différents axes d'orientation des rotations.

Malgré les différences évidentes de mesures qui sont issues des divers protocoles, les données de diverses études sont parfois comparées et interprétées, e.g. par Ryu et al. (2006). Cependant, des efforts ont été fait pour standardiser les procédures d'analyse de la marche instrumentée.

Le comité de standardisation et de terminologie de la Société Internationale de la Biomécanique (*Standardization and Terminology Committee* - STC of the *International Society of Biomechanics* - ISB) propose un standard général des cinématiques aux articulations (incluant la cheville et la hanche) basé sur le Système de Coordonnées d'une Articulation (*Joint Coordinate System* - JCS) proposé par Grood et Suntay (1983) pour le genou. Cette effort de standardisation est résumé par Wu et al. (2002) ainsi :

Pour chaque articulation, un standard pour le système d'axe local de chaque os de l'articulation est généré. L'utilisation du JCS comme proposé par Grood et Suntay (1983) a l'avantage de rapporter les mouvements dans des termes cliniquement pertinents. Premièrement, un Système de Coordonnées Cartésien (CCS) est établi pour chacun des deux segments du corps adjacents. Les axes dans ces CCS sont définis à partir des marqueurs osseux du corps qui sont soit palpables soit identifiables sur rayons-X, et suivent les recommandations générales de l'ISB (Wu et Cavanagh, 1995). L'origine commune des deux systèmes d'axes est le point de référence de la translation linéaire survenant à l'articulation, sa position initiale neutre. Deuxièmement, le JCS est établie à partir des deux CCS. Deux des axes du JCS sont fixés au corps, et le troisième est "flottant", perpendiculaire aux deux premiers. Enfin, le déplacement de l'articulation, incluant trois composantes de rotation et trois de translation, est défini à partir du JCS.

Pour le genou, la convention propose que la rotation de flexion/extension se fasse autour de l'axe fixe médiolatéral du fémur, l'abduction/adduction autour de l'axe flottant et la rotation interne/externe autour de l'axe fixe longitudinal du tibia (Figure 2.3).

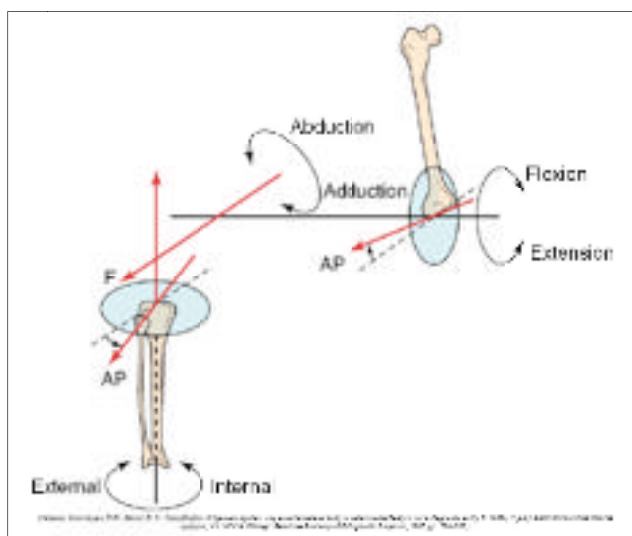


Figure 2.3 Description des axes de rotation au genou selon la convention de l'ISB tel que décrit par Grood et Suntay (1983)
Illustration tirée de Noyes (2010)

2.3 La cinématique du genou

Lors de l'étude de la cinématique du genou asymptomatique pendant le cycle de marche, l'angle à l'articulation est classiquement défini comme celui entre le segment distal (tibia) et le segment proximal (fémur). Avec ses six degrés de liberté (Figure 1.6), une description complète de ses déplacements nécessite une analyse en trois dimensions (Boivin, 2010).

Le patron de flexion/extension du genou est bien documenté dans la littérature et fait généralement consensus, mais ceux des rotations dans les plans transverse et frontal présentent d'importantes variabilités inter et intra études. L'étude des mouvements dans les trois dimensions reste néanmoins pertinente puisque la mobilité dans les plans non-sagittaux agit pour le contrôle de la stabilité, l'atténuation de la force, et l'économie dans la démarche (Dicharry, 2010).

De nombreuses recherches se sont intéressées à la cinématique du genou sain asymptomatique durant la marche. Ceci est une étape charnière étant donné que ces patrons biomécaniques servent de références auxquels les patrons de patients pathologiques sont comparés afin de comprendre l'impact d'une blessure, d'une détérioration et/ou des mécanismes de compensation (Whittle, 2007). Fuentes (2010) rapporte plusieurs exemples de patrons "normaux" publiés dans la littérature et remarque cependant une importante disparité (voir Figure 2.4). Ces divergences ont été en partie expliquées par l'importante variabilité dans les méthodologies utilisées lors de la mesure de la biomécanique 3D du genou, aussi bien lors de la calibration que de l'acquisition (Chau, Young et Redekop, 2005).

D'autre part, si le patron de mouvement autour du genou chez les personnes gonarthrosique est bien documenté dans le plan sagittal, ceux dans les plans transverse et frontal ont rarement été étudiés et demeurent mal connus.

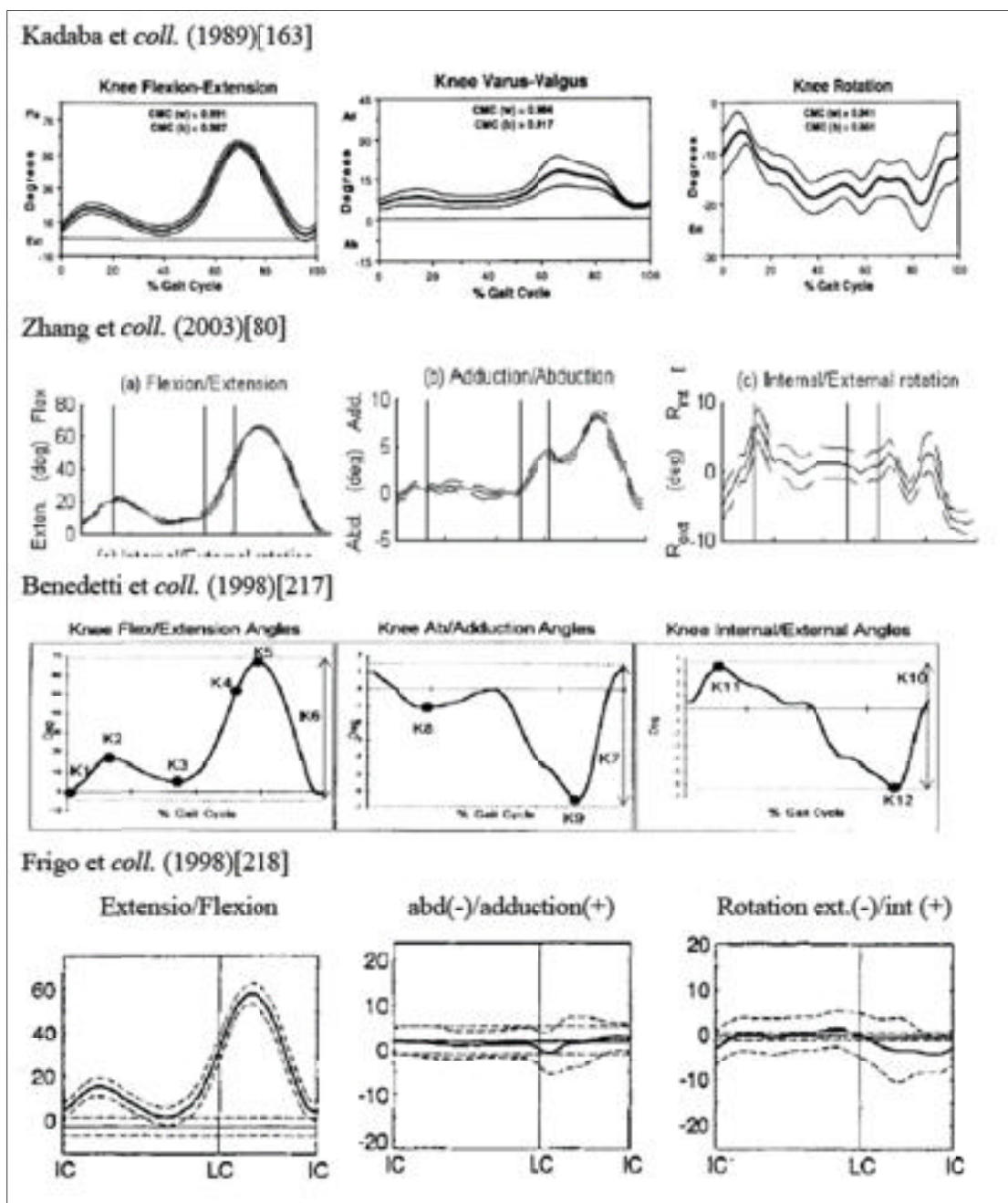


Figure 2.4 Exemples de patrons "normaux" de la littérature.
Tiré de Fuentes (2010)

Dans le plan sagittal

Dans le plan sagittal, les auteurs s'accordent sur un patron cinématique, dit patron de flexion/extension, typique (*gold standard*) du genou sain le long d'un cycle de marche comme celui de la figure suivante, extraite d'une étude de référence dans le domaine :

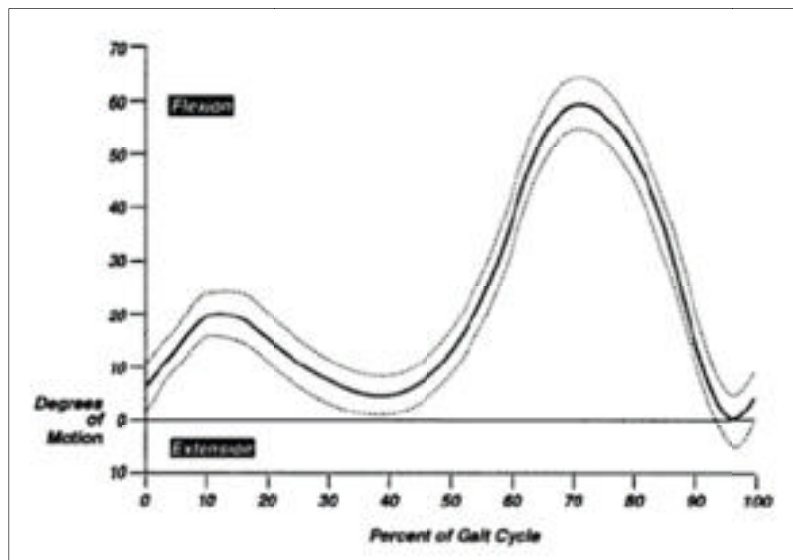


Figure 2.5 Patron cinématique du genou sain dans le plan sagittal sur un cycle de marche
Tirée de Perry (1992)

Le genou présente deux pics de flexions et deux pics d'extensions à chaque cycle de marche. Il est légèrement fléchi lors du contact initial et fléchit rapidement jusqu'à environ 20° pendant la mise en charge pour permettre l'absorption du poids corporel. La phase d'appui est ensuite caractérisée par l'extension presque complète du genou lorsque l'autre jambe est en oscillation. Un instant de double appui entre 50 et 60 % du cycle de marche permet d'effectuer un mouvement de flexion d'environ 35° en poussée pour préparer à l'envol. La phase d'envol est finalement marquée par une importante flexion de 60° en moyenne, suivie d'une extension complète du genou avant le prochain contact initial. L'amplitude totale du mouvement dans le plan sagittal est d'environ 70° (Whittle, 2007).

De nombreux chercheurs se sont intéressés au patron de flexion/extension du genou de personnes gonarthrosiques et l'ont comparé à celui de personnes asymptomatiques (Al-Zahrani et Bakheit, 2002; Astephen et al., 2008; Baliunas et al., 2002; Fisher et al., 1997; Gok, Ergin et Yavuzer, 2002; Kaufman et al., 2001; Manetta et al., 2002; Messier et al., 1992).

Plusieurs études s'accordent sur des caractéristiques remarquables en présence d'arthrose au genou. Il a ainsi été montré que de les deux pics de flexion atteints lors de la phase l'appui et lors de l'oscillation sont réduits (Al-Zahrani et Bakheit, 2002; Astephen et al., 2008; Gok, Ergin et Yavuzer, 2002; Kaufman et al., 2001) comme représenté sur la figure ci-dessous :

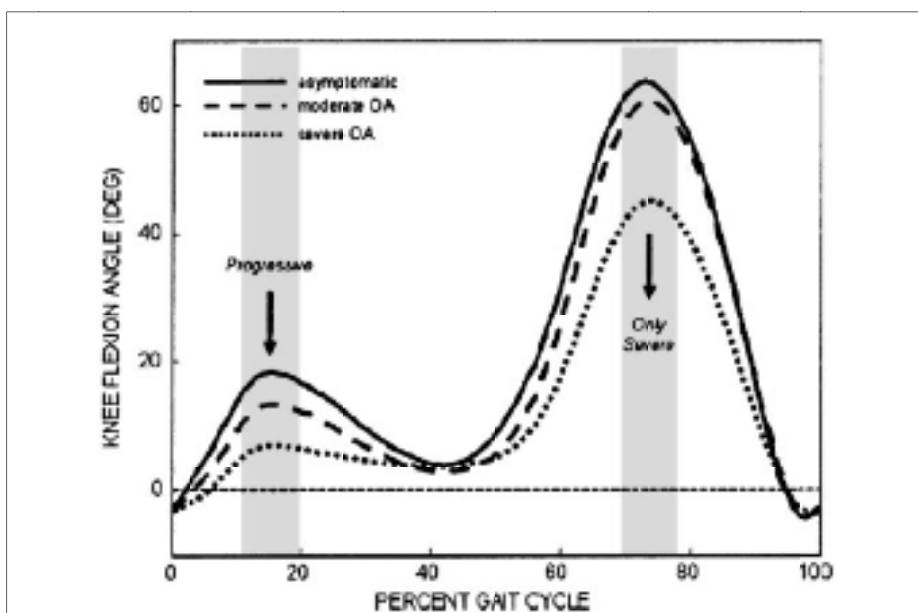


Figure 2.6 Courbes des moyennes de l'angle de flexion du genou pour trois groupes de sujets, AS OA modéré et OA sévère
Figure tirée de Astephen et al. (2008)

Le maximum de flexion à l'appui est réduit progressivement avec la sévérité de la gonarthrose, successivement du groupe AS à OA modéré et de OA modéré à sévère. De plus, le groupe le plus atteint présente un maximum de flexion réduit par rapport aux autres.

En conséquence, l'amplitude totale de mouvement sur le cycle de marche dans le plan sagittal est aussi réduite chez les personnes gonarthrosiques (Astefan et al., 2008; Baliunas et al., 2002; Messier et al., 1992).

D'autre part, Krauss et al. (2011), en accord avec Mundermann, Dyrby et Andriacchi (2005), relèvent que lors du contact initial du talon avec le sol, le genou des sujets OA se trouve dans une position plus étendue que celle des sujets contrôles. Mais cette observation appartient aux résultats controversés entre les études ; Heiden, Lloyd et Ackland (2009) observent au contraire une augmentation de la flexion par exemple. Et là où certains auteurs vont observer des augmentations ou diminutions, d'autre ne verront aucun effet créé par la gonarthrose. Comme le souligne Boivin (2010), cela peut s'expliquer par l'existence d'une certaine hétérogénéité quant aux caractéristiques des échantillons de personnes OA évaluées d'une étude à l'autre (sévérité, type d'arthrose, etc.) rendant difficile les comparaisons, et de plus par une importante hétérogénéité de stratégies de mouvement angulaire au sein de la population de personnes gonarthrosiques, induisant une certaine variabilité entre les résultats.

En général, toutes les observations laissent quand même apparaître une atténuation des variations angulaires durant la marche par les personnes gonarthrosiques. Boivin (2010) observe elle-même cette tendance à réduire les maximums de flexion, effet qui s'accroît avec l'augmentation de l'état de détérioration du genou (Figure 2.7). De plus, elle constate une légère diminution progressive de l'angle de flexion minimal atteint à la fin de la phase d'appui unilatéral.

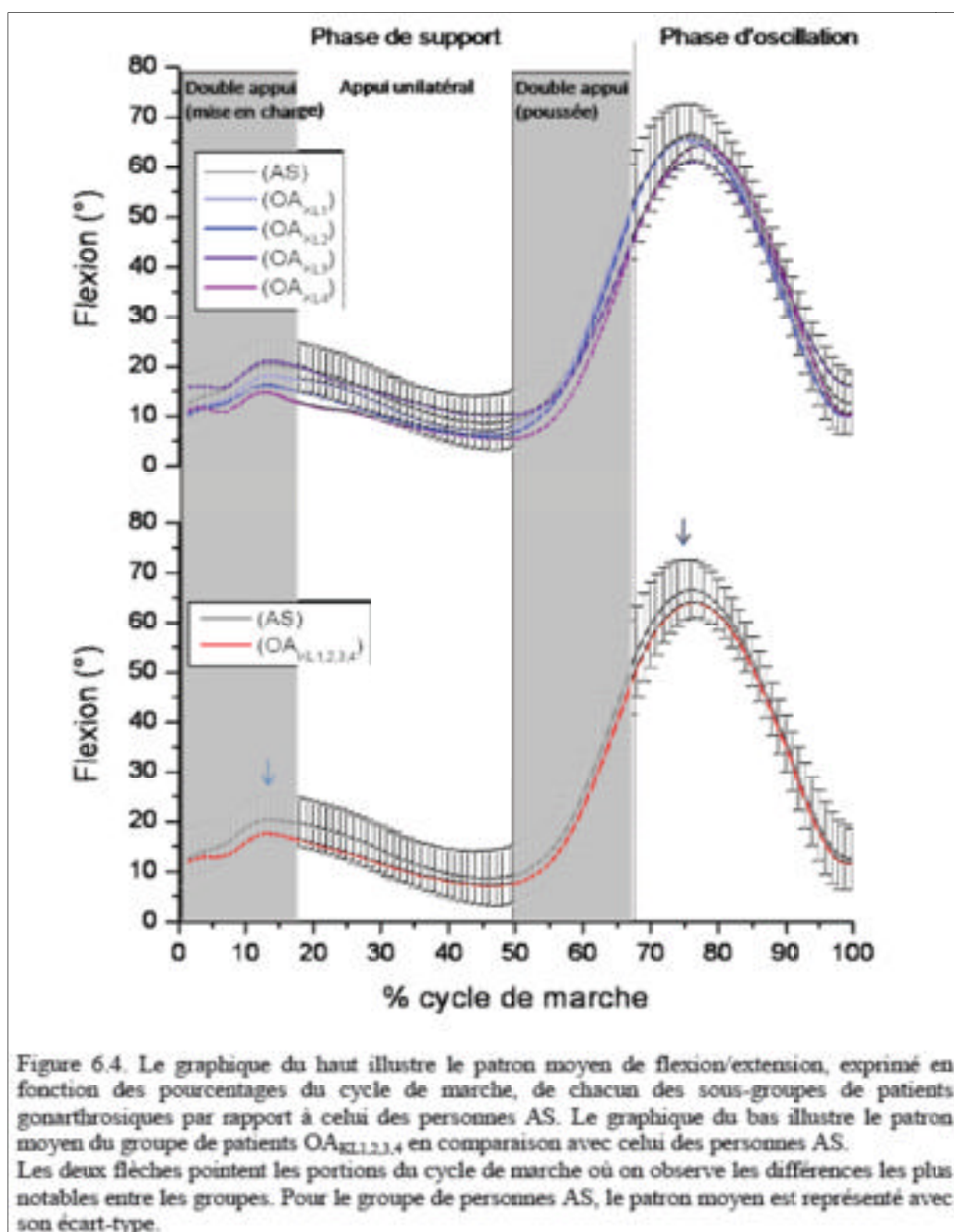


Figure 2.7 Patrons moyens de flexion/extension pour différents groupes de sujets AS ou OA plus ou moins sévèrement atteints
Tirée de Boivin (2010)

Dans le plan frontal

On s'intéresse ici au patron cinématique du genou dans le plan frontal. De même que pour le plan transversal, il est moins documenté dans la littérature. Pour illustration, Astephen et al. (2008) n'examinent pas les angles d'adduction/abduction et de rotation interne/externe car ils considèrent que leurs valeurs relatives durant la marche sont d'ampleur similaire à celle de l'erreur de mesure associée à la diaphonie cinématique (la superposition parasite et inopportune d'un signal sur un autre, qui donne lieu à un mélange des deux) et au mouvement de la peau. Cependant, l'amélioration des outils d'acquisitions des données permet de garantir une plus grande précision, comme l'exosquelette KneeKG qui réduit les artefacts des mouvements de la peau (Ganjikia et al., 2000; Hagemeister et al., 2005; Sudhoff et al., 2007).

Lafortune et al. (1992) décrivent le patron d'adduction/abduction moyen à partir de cinq participants sains mesurés à l'aide de tiges intracorticales (Figure 2.8) : L'amplitude totale de mouvement est d'approximativement 5° avec un angle au contact initial légèrement en abduction, autour de 1.2° , et très peu de variation angulaire durant les phases de mise en charge ainsi que d'appui unilatéral. La phase de poussée se caractérise généralement par un mouvement d'abduction ou, plus rarement, par un mouvement d'adduction, dont le minimum ou le maximum atteints durant l'oscillation se situent autour de $\pm 6^\circ$.

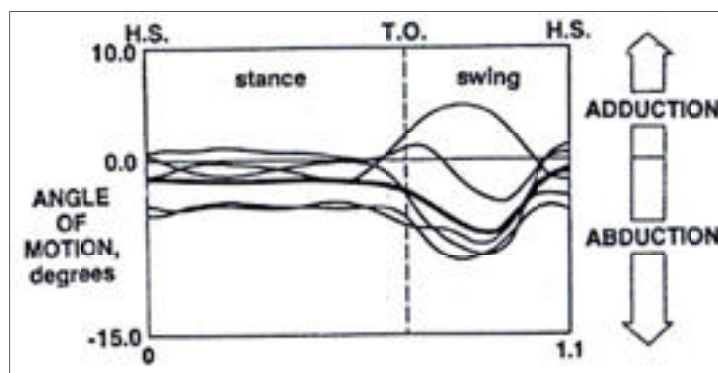


Figure 2.8 Patrons biomécaniques de genoux sains dans le plan frontal

Tirée de Lafortune et al. (1992)

La ligne plus épaisse représente la moyenne des angles de rotation des cinq participants, en degrés.
H.S. : Contact initial ; T.O. : Décollage des orteils, début de l'envol ; Stance : Appui ; Swing : Envol.

Boivin (2010) retrouve ces deux types de patron : Dans la Figure 2.9, celui en continue est présent chez 88% des participants et celui en pointillés chez seulement 12% des sujets.

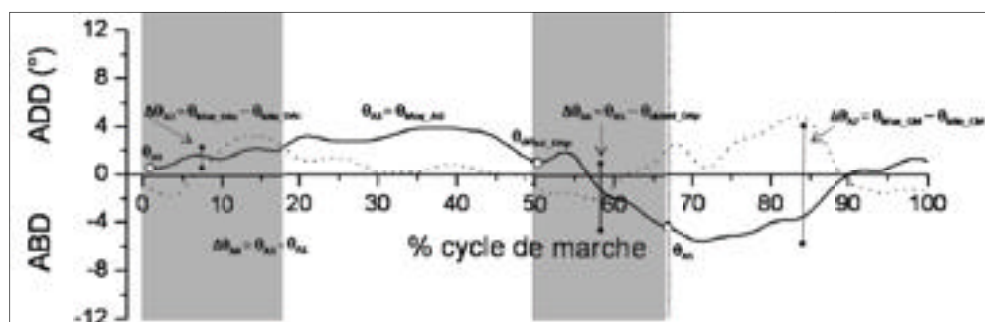


Figure 2.9 Deux types de patrons d'abduction/adduction autour du genou
Tirée de Boivin (2010)

Les études qui comparent la cinématique du genou dans le plan frontal chez une population gonarthrosique vs. une population asymptomatique pendant la marche sont assez rares (Boivin, 2010; Gok, Ergin et Yavuzer, 2002). Pourtant l'alignement des axes longitudinaux du fémur et du tibia dans ce plan est reconnu comme un facteur de développement et/ou de progression de pathologies du genou comme l'arthrose (Arden et Nevitt, 2006; Felson, 2004; Issa et Sharma, 2006; Sharma et al., 2001), accentuant l'intérêt de ce type de recherche.

Sharma et al. (2001) ont montré grâce à une étude longitudinale de 18 mois sur 230 patients atteints de gonarthrose fémorotibiale qu'un désalignement en varus peut augmenter de quatre fois le risque de diminution de l'espace articulaire au niveau du compartiment fémorotibial interne, et qu'un désalignement en valgus peut augmenter de cinq fois ce même risque au niveau du compartiment externe. Le désalignement est aussi significativement corrélé avec l'augmentation de la douleur.

Plus spécifiquement, le *Varus thrust* est un changement angulaire en adduction autour du genou qui se produit au cours de la mise en phase du poids corporel sur le membre inférieur pendant la marche. Chang et al. (2004) ont démontré que ce phénomène est significativement associé à la progression radiologique de l'arthrose au niveau du compartiment fémorotibial

interne. La présence de cette inclinaison latérale extérieure lorsque la jambe porte le poids du corps pendant la phase d'appui, et d'un retour avec un alignement moins en varus pendant la phase d'envol, serait un facteur pouvant prédire le déclin des capacités fonctionnelles des personnes arthrosiques.

Dans la seconde étude de sa thèse, Boivin (2010) décrit ainsi les changements angulaires dans le plan frontal chez des patients gonarthrosiques par rapport à des sujets contrôles (Figure 2.10) :

« Suite au contact initial, où les patients du groupe OA présentent un angle moyen en adduction légèrement plus prononcé que celui des personnes AS (angle de 3.4 vs 2.3°), les différences entre les deux groupes s'accroissent au cours de la phase de mise en charge et persistent tout au long de la phase de support. On constate que, chez les personnes AS, la position angulaire au contact initial demeure relativement stable jusqu'au cours de la phase d'appui unilatéral pendant laquelle elle diminue progressivement. La transition entre une position angulaire en adduction vers une position en abduction se produit alors relativement tôt pendant la phase de poussée, soit autour de 55% du cycle de marche. Dans le cas des patients OA, on note une augmentation de l'angle en adduction pendant la mise en charge. Par conséquent, le positionnement angulaire en adduction est élevé chez ces patients comparativement aux personnes AS (5.1 vs 1.7 degrés) pendant la phase d'appui unilatéral. La transition entre une position angulaire en adduction vers une position en abduction se produit alors plus tardivement chez les patients OA que chez les personnes AS, soit à la toute fin de la phase de poussée, autour de 65% du cycle de marche. Et plus l'arthrose est sévère plus les différences se creusent avec les AS. »

Dans sa discussion, Boivin (2010) confirme ses hypothèses de recherche : un changement angulaire en adduction (ou en varus) significatif est observé entre le contact initial et la phase d'appui unilatéral. L'ampleur de ce fléchissement serait en partie tributaire de la stratégie de mouvement adoptée à la marche. De plus, on note une augmentation de la durée pendant laquelle le genou est positionné selon une angulation en adduction au cours de la phase de support avec l'accroissement de la sévérité de la pathologie.

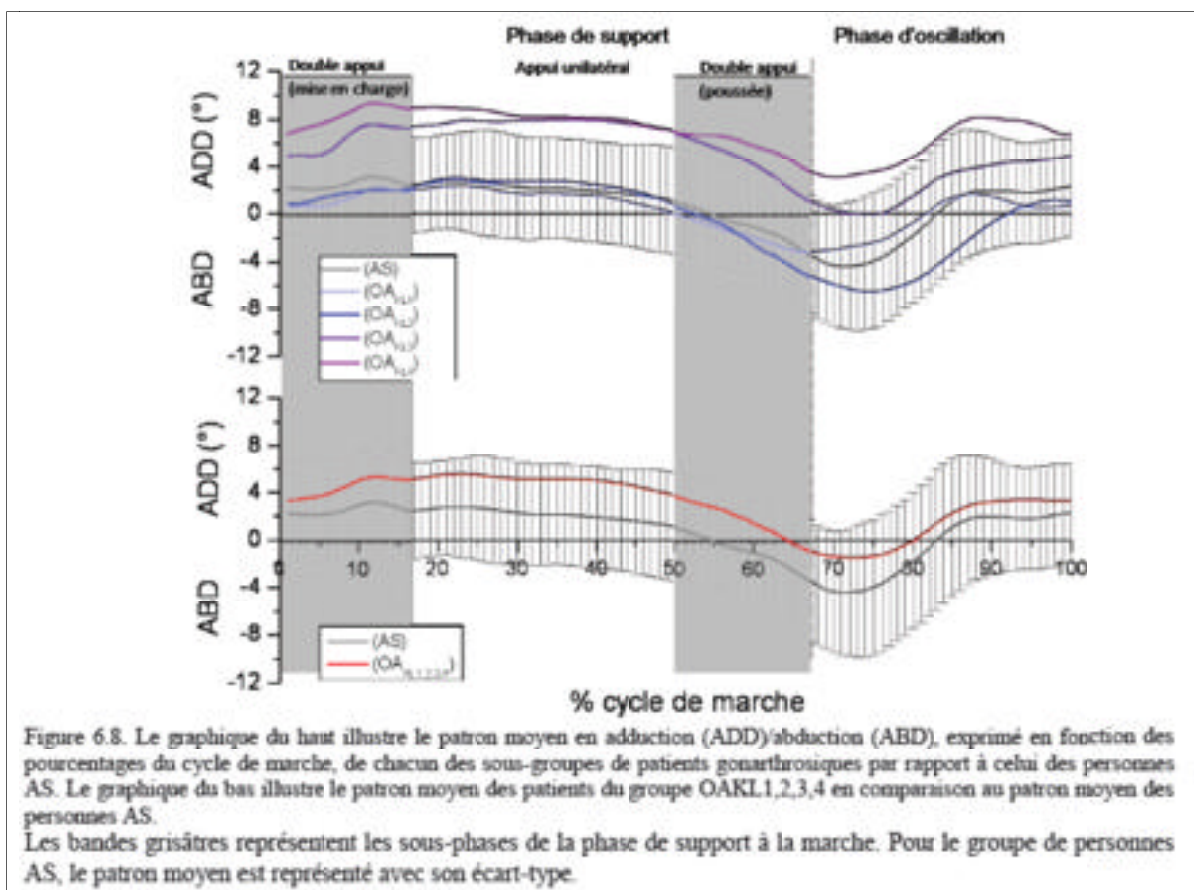


Figure 2.10 Patrons moyens d'abduction/adduction pour différents groupes de sujets AS ou OA plus ou moins sévèrement atteints
Tirée de Boivin (2010)

Le patron de mouvement dans le plan frontal (soit d'adduction/abduction) est celui pour lequel (Boivin, 2010) trouve les différences entre les groupes les plus marquées et pour lequel le plus de paramètres sont ressortis comme étant pertinents au suivi de patients gonarthrosiques.

Dans le plan transversal

On s'intéresse enfin au patron de rotation tibiale interne/externe. Ce dernier, peu documenté, est aussi le plus controversé du fait des différences considérables retrouvées selon les modèles (e.g. fonctionnel ou prédictif). Les manques de reproductibilité ou d'objectivité sont dénoncés par plusieurs auteurs (Ferber et al., 2002; Ferrari et al., 2008; Krauss et al., 2011) qui recommandent par conséquent de s'abstenir d'utiliser des variables de la marche dans le plan transverse tant que les sources d'erreurs ne sont pas notablement réduites (Della Croce et al., 2005; Ferrari et al., 2008; Krauss et al., 2011).

Chez les personnes saines, même si aucun patron ne fait l'unanimité, on peut citer les observations de Lafortune et al. (1992) mesurées sur 5 participants sains à l'aide de tiges intracorticales (Figure 2.11) :

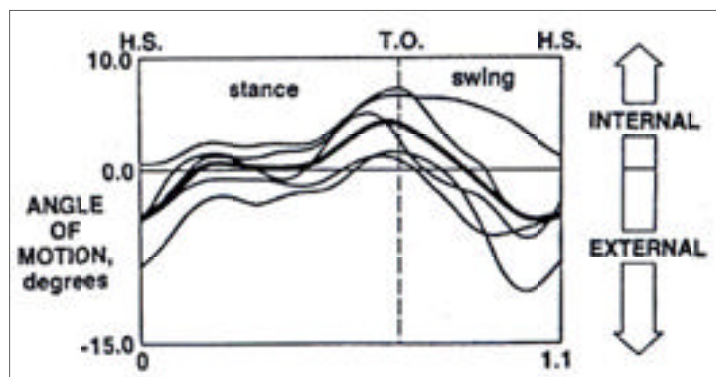


Figure 2.11 Patrons biomécaniques de genoux sains dans le plan transverse
Tirée de Lafortune et al. (1992)

La ligne plus épaisse représente la moyenne des angles de rotation des cinq participants, en degrés.
H.S. : Contact initial ; T.O. : Décollage des orteils, début de l'envol ; Stance : Appui ; Swing : Envol.

Lors du contact initial, le tibia est en moyenne en légère rotation externe (environ 5°) par rapport au fémur. La phase de chargement est ensuite marquée par un mouvement de rotation tibiale interne. Durant la phase d'appui unilatéral, alors qu'un mouvement d'extension du genou est effectué, ce dernier demeure en position neutre en terme de rotation tibiale. Il effectue ensuite une seconde rotation interne avant l'envol. La phase d'oscillation se

caractérise par un mouvement de rotation externe d'environ 9° qui prépare le prochain contact du pied avec le sol. L'amplitude de mouvement dans le plan transverse est approximativement de 9° (Perry, 1992).

Le patron de rotations tibiales à la marche a très peu été étudié auprès de patients gonarthrosiques. Boivin (2010) a réalisé la première étude comparative des patrons de mouvement à la marche entre personnes asymptomatiques et patients gonarthrosiques qui explore la cinématique angulaire en 3D autour du genou à travers les diverses sous-phases du cycle de marche et en considérant divers niveaux de sévérité de la pathologie. Ses résultats dans le plan transversal apparaissent ci-dessous :

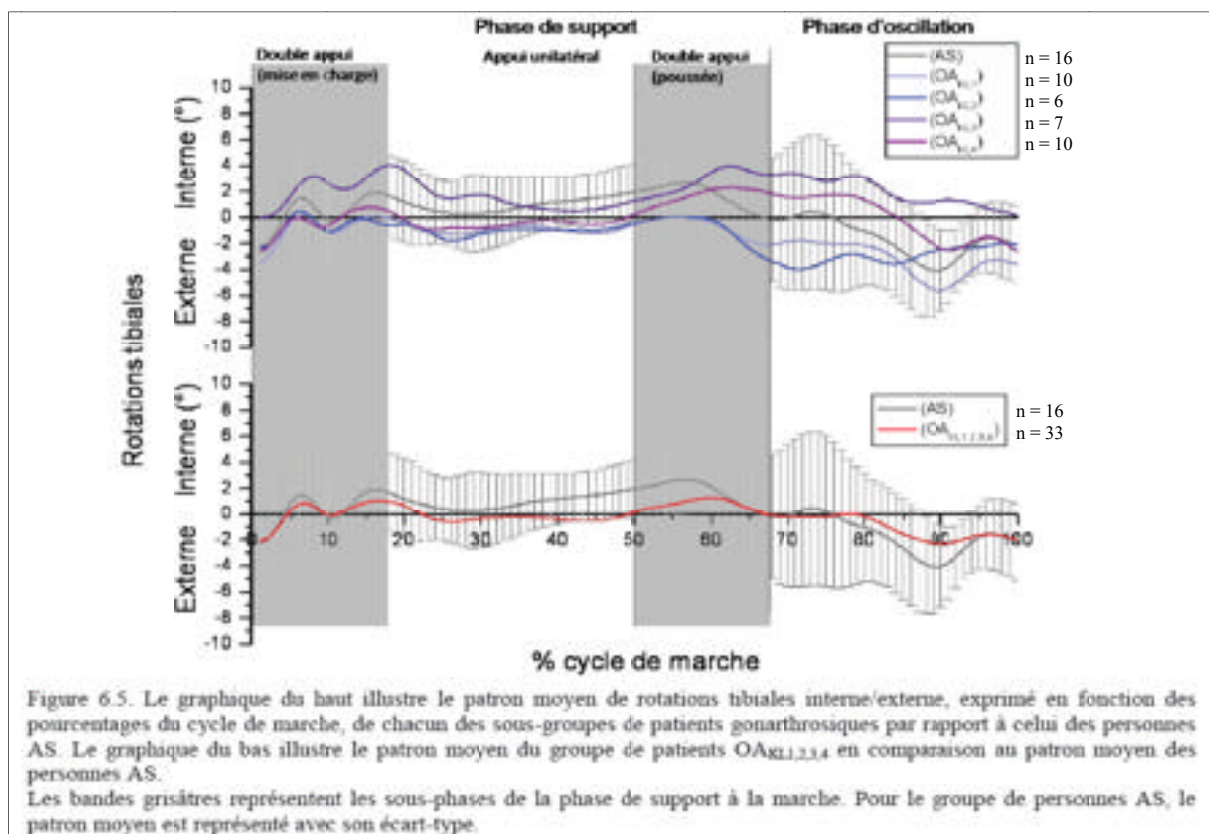


Figure 2.12 Patrons moyens de rotations tibiales interne/externe pour différents groupes de sujets AS ou OA plus ou moins sévèrement atteints
Tirée de Boivin (2010)

Elle constate que le patron de rotations tibiales des patients OA est davantage concentré autour de la position neutre (-2.3 à 1.3°) comparativement à celui des personnes AS (-4.1 à 2.7°). On remarque alors une légère déviation en rotation tibiale externe chez les patients comparativement aux personnes AS. Malgré cette petite différence, l'allure des deux patrons est presque similaire tout au long du cycle de marche. On observe chez les deux groupes que la position angulaire au genou est légèrement en rotation externe au contact initial (angle de -2.1). Un mouvement de rotation interne, un peu moins prononcé chez les patients OA, est effectué au cours de la mise en charge, ce qui positionne le genou légèrement en rotation interne à la fin de la phase de double support (1° chez les OA vs 1.9 chez les AS) et le début de la phase d'appui unilatéral est marqué par un retour en position angulaire neutre. Chez les sujets OA, une position neutre au genou est conservée tout au long de l'appui unilatéral alors que, chez les personnes AS, on note un mouvement de rotation interne qui débute relativement tôt au cours de la phase d'appui unilatéral et qui se poursuit jusqu'à la moitié du double appui. Chez les deux groupes, il y a un retour en positionnement angulaire neutre à la fin de la phase de support et un mouvement de rotation externe s'en suit au cours de la phase d'oscillation, à titre de préparation au prochain contact avec le sol. On observe sur la Figure 2.12 des différences marquantes en terme de positionnement angulaire entre les patrons de rotations tibiales moyens des quatre sous-groupes de patients gonarthrosiques, les uns par rapport aux autres, ainsi qu'entre ces derniers et le patron des personnes AS.

En discussion, Karine Boivin relève la tendance à un mouvement de rotation tibiale lors de la phase de support unilatéral davantage présent en rotation externe chez les patients OA. L'ensemble des résultats laisse voir que l'état arthrosique est associé à l'altération de certaines portions du cycle de rotations tibiales interne/externe lors de la marche, telles que les phases d'appui unilatéral et de double appui lors de la poussée.

2.4 La cinématique de la hanche

La cinématique de la hanche pendant la marche a moins été étudiée que celle du genou. Cependant quelques patrons dans les trois plans existent dans la littérature. En revanche, les changements qu'ils pourraient dévoiler en cas de présence d'arthrose au genou sont inconnus.

Avant tout, précisons qu'en général la localisation du centre de rotation de la hanche est estimée selon la recommandation de l'ISB (Wu et al., 2002) avec une méthode fonctionnelle (voir Figure 2.13). Contrairement aux approches prédictives qui sont basées sur les dimensions osseuses, les approches fonctionnelles utilisent la géométrie de mouvements plus ou moins standardisés : flexion/extension, abduction/adduction, rotation médio-latérale, voire circumduction (Begon et Lacouture, 2005).

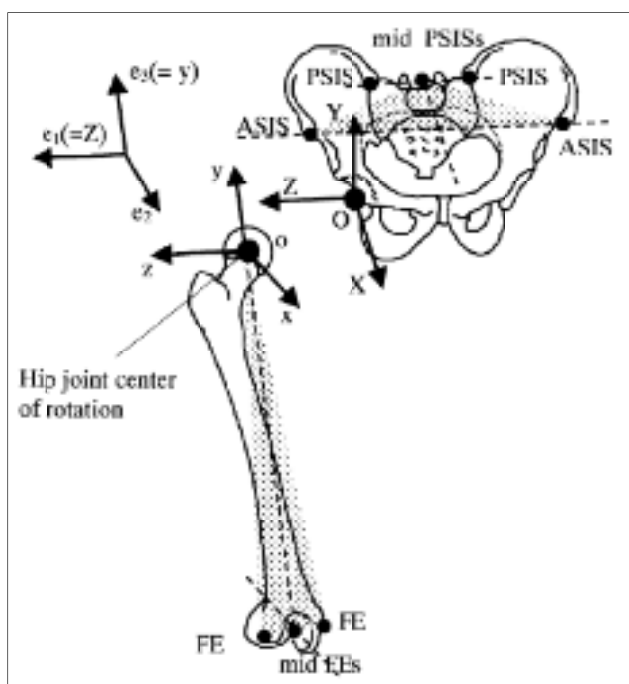


Figure 2.13 Illustration du système de coordonnées (XYZ) du pelvis, du système de coordonnées fémoral (xyz), et du système de coordonnées de l'articulation de la hanche droite
Tirée de Wu et al. (2002)

Avec ASIS: Anterior Superior Iliac Spine / épine iliaque antéro-supérieure, PSIS: Posterior Superior Iliac Spine / épine iliaque postéro-supérieure, FE: Femoral Epicondyle / épicondyle fémoral.

Besier et al. (2003) ont comparé la répétabilité intra et inter-testeurs en utilisant deux méthodes différentes pour définir les systèmes de coordonnées anatomiques (ACS) du membre inférieur, l'un basé sur la localisation de marqueurs anatomiques (modèle AL) et l'autre qui incorpore une méthode fonctionnelle pour définir les centres de rotations des articulations (modèle FUN). De même, Mills et al. (2007) ont voulu décrire une technique qui permet d'obtenir les cinématiques tridimensionnelles de la marche à l'aide d'un système de localisation électromagnétique (avec une définition des angles utilisant l'approche fonctionnelle), et rapporter la répétabilité intra-essai, intra-jour/inter-testeur et inter-jour/intra-testeur des données obtenues avec cette technique. Les deux études concluent que les patrons cinématiques du plan sagittal sont plus répétables que ceux des plans frontal et transversal.

Les figures qu'ils obtiennent (Figure 2.14 et Figure 2.15) nous donnent une idée des patrons cinématiques de la hanche pendant la marche dans les trois plans de rotation :

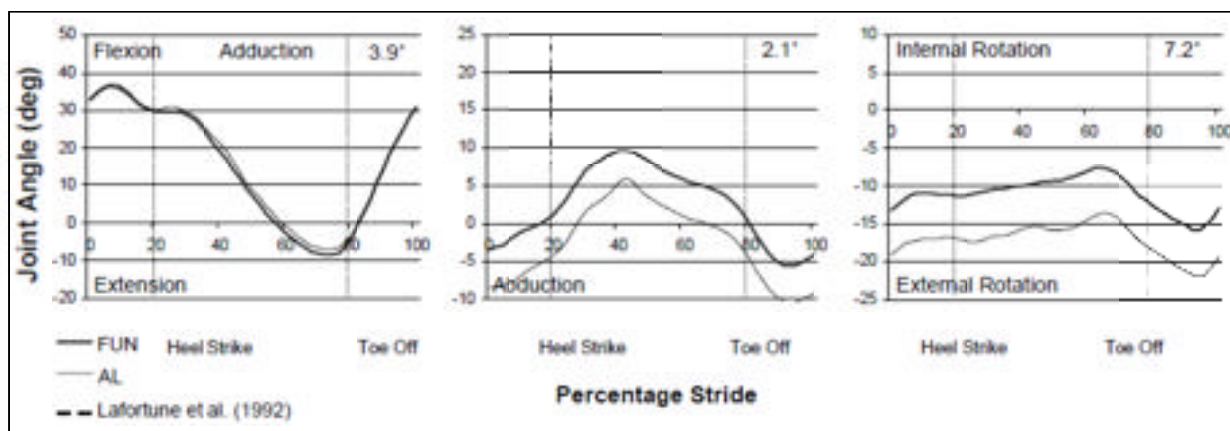


Figure 2.14 Données cinématiques typiques obtenues à la hanche
Tirée de Besier et al. (2003)

Attention : il faut remarquer que le découpage temporel du cycle de marche n'est pas conventionnel ici, il ne commence pas lors du contact initial du talon sur le sol (*Heel Strike*) mais au milieu de la phase d'oscillation.

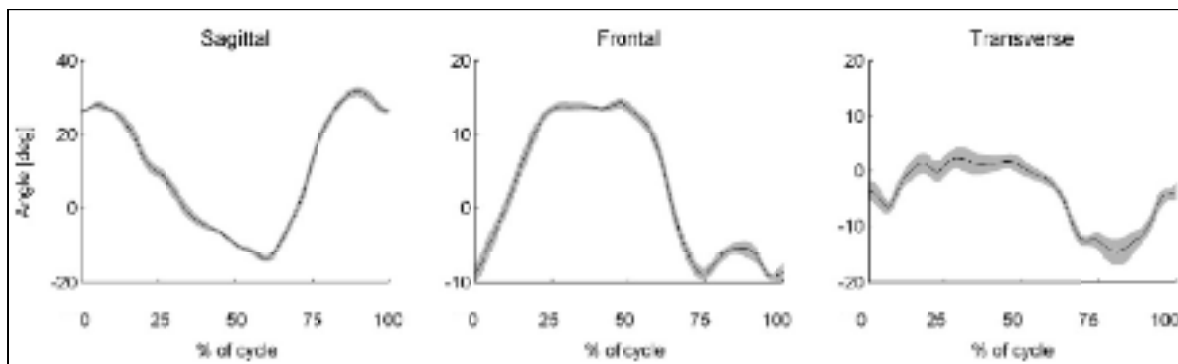


Figure 2.15 Tracé moyen (moyenne \pm écart-type) des angles à la hanche intra-essais pour un sujet représentatif
Tirée de Mills et al. (2007)

Les moyennes sont calculées sur 10 cycles de marche, chacun normalisé par rapport au temps du contact initial du pied droit (0%) jusqu'au contact suivant du même pied (100%). Flexion/dorsiflexion, adduction et rotation interne sont positives alors que l'extension/flexion plantaire, l'abduction et la rotation externe sont négatives.

Dans le plan sagittal, les auteurs s'accordent sur l'allure du patron cinématique de la hanche (Besier et al., 2003; Dicharry, 2010; Mills et al., 2007; Whittle, 2007) : La hanche fléchit et s'étend une fois pendant le cycle de marche. La limite de flexion est atteinte entre la moitié et la fin de la phase d'oscillation et la hanche est ensuite gardée fléchie jusqu'au contact initial. Le pic d'extension est atteint avant la fin de la phase de support juste avant le décollage des orteils, après laquelle la hanche fléchit à nouveau.

Dans les autres plans, le manque de ressources empêche de conclure sur une congruence des patrons de la hanche.

2.5 La cinématique de la cheville

L'étude des mouvements de la cheville pendant la marche est complexe de par son anatomie particulière. Sa mobilité est en fait permise par deux articulations majeures (talocrurale entre le talus et le tibia/fibula et talocalcaneale entre le talus et le calcaneus) et une combinaison de degrés de liberté plus minimes. Cependant, l'angle de la cheville est habituellement défini par un angle entre le tibia et une ligne arbitraire dans le pied. La recommandation de l'ISB (Wu et al., 2002) pour la définition d'un système de coordonnées se base encore sur le JCS proposé par Grood et Suntay (1983) (Figure 2.16).

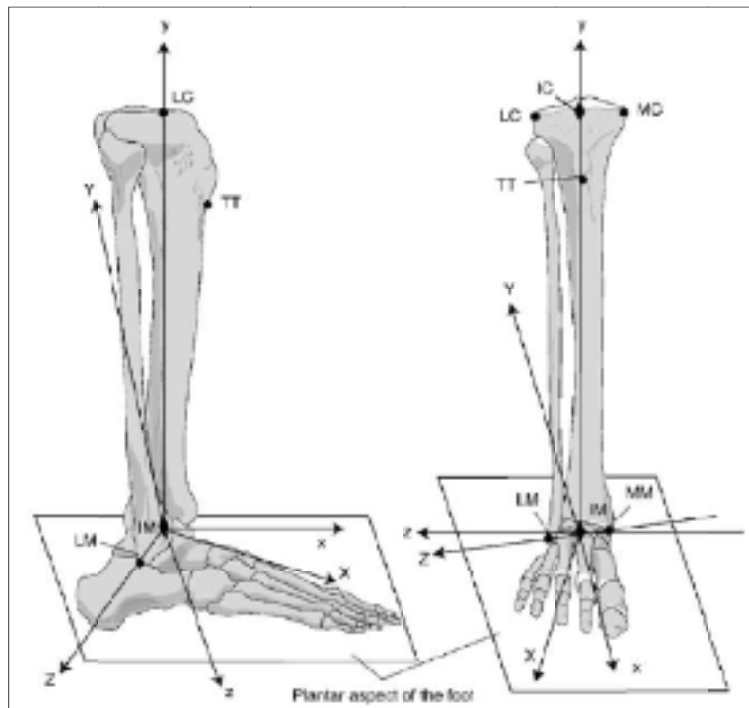


Figure 2.16 Illustration du système de coordonnées du tibia/fibula (XYZ) et du système de coordonnées du calcaneus (xyz) avec l'articulation complexe de la cheville dans la position neutre

Tirée de Wu et al. (2002)

Pour décrire les rotations qu'elle effectue, des termes plus spécifiques que ceux utilisés pour la hanche ou le genou doivent être utilisés : dans le plan sagittal, on parle de dorsiflexion pour désigner le mouvement qui consiste à lever le pied vers le tibia et de flexion plantaire

pour décrire l'action de pointer les orteils vers le bas (il n'y a pas d'extension puisque dans les deux cas l'angle de départ entre l'axe du pied le long du sol et le tibia vertical est diminué) ; Dans le plan frontal, une inversion est réalisée lorsque la plante du pied est tournée vers le plan médian et une éversion lorsqu'elle est tournée vers l'extérieur (Marieb, 2005) ; dans le plan transverse, on parle encore de rotations interne ou médiane et externe ou latérale.

Quelques articles s'emploient à décrire la cinématique de la cheville pendant la marche (Besier et al., 2003; Ko et al., 2011; Mills et al., 2007; Reinschmidt et al., 1997; Russell et Hamill, 2011). Ainsi Mills et al. (2007) proposent un tracé moyen sur plusieurs mesures pour un sujet sain présenté ci-dessous :

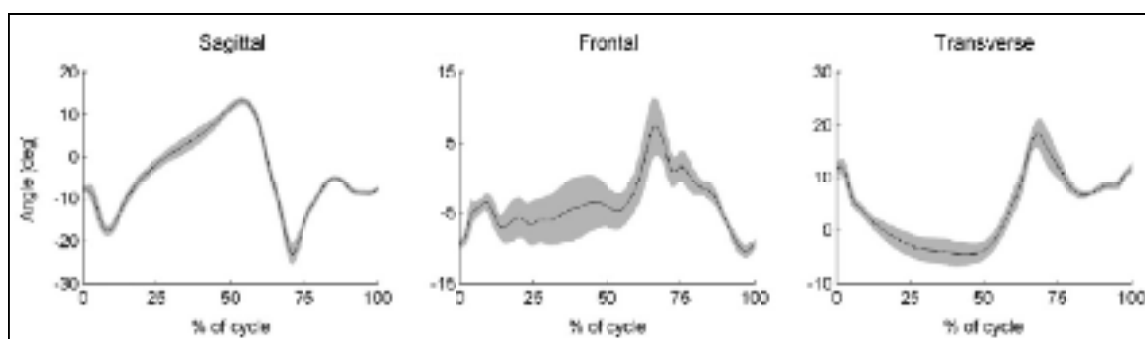


Figure 2.17 Tracé moyen (moyenne \pm écart-type) des angles à la cheville intra-essais pour un sujet représentatif
Tirée de Mills et al. (2007)

Besier et al. (2003) obtiennent des patrons cinématiques de la cheville moyens pour des sujets sains, avec des systèmes de coordonnées anatomiques du membre inférieur basés sur la localisation de marqueurs anatomiques (modèle AL) d'une part, et en incorporant une méthode fonctionnelle pour définir le centre de rotations (modèle FUN) d'autre part (cf. la Figure 2.18 qui indique aussi les signaux obtenus par Lafortune et al. (1992)). De plus, dans l'effort de réduire l'erreur associée à la localisation des repères anatomiques sur le pied, une nouvelle technique est développée en incorporant une plateforme d'alignement pour définir l'orientation du segment pied, quatre marqueurs rétro-réfléchifs et un goniomètre.

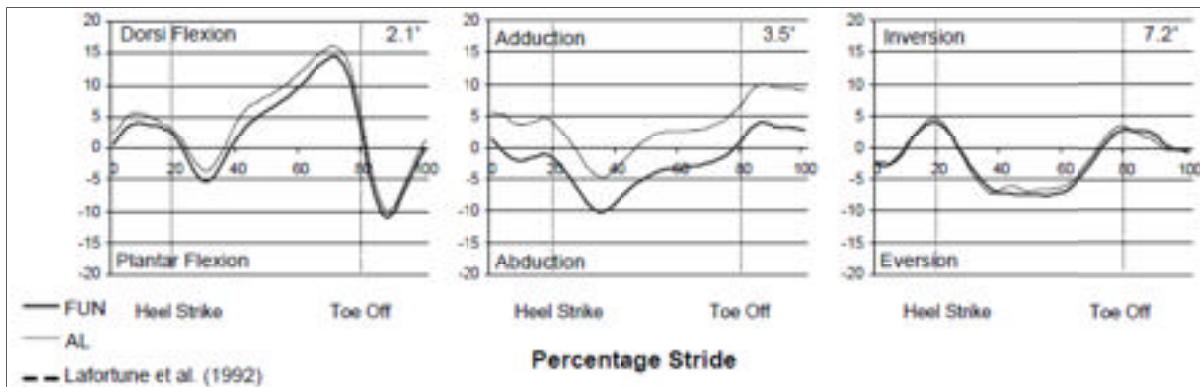


Figure 2.18 Données cinématiques typiques obtenues à la cheville
Tirée de Besier et al. (2003)

Dans le plan sagittal, l'angle de mobilité est de 30 degrés approximativement. Pendant la marche, le tibia est positionné de façon à ce que le contact du talon avec le sol ait lieu quand la cheville est en flexion plantaire (Dicharry, 2010). La cheville est en général à quelques degrés de la position neutre pour la dorsiflexion/plantaflexion au moment du contact initial. Elle s'étend ensuite en amenant l'avant du pied sur le sol. Pendant la mi-appui, le tibia bouge en avant sur le pied et la cheville revient en dorsiflexion. Avant le contact initial du pied opposé, l'angle change encore, une plantaflexion majeure ayant lieu jusqu'à ce que l'orteil décolle. Pendant la phase d'oscillation, la cheville retourne en dorsiflexion jusqu'à ce que l'avant du pied ait touché le sol, après quoi quelque chose proche de la position neutre est maintenu jusqu'au prochain contact initial (Whittle, 2007).

Dans le plan frontal, le pied est légèrement inversé au contact initial. Il est en éversion lorsqu'il touche le sol, puis retourne en inversion alors que l'angle de la cheville change d'une plantaflexion à une dorsiflexion. Quelques degrés d'inversion sont maintenus durant la phase d'oscillation (Whittle, 2007).

Les mouvements de rotation dans le plan transverse sont secondaires, et présentent une très grande variabilité inter-études et inter-sujets ne permettent pas de généralisation.

Ko et al. (2011) vérifient l'hypothèse que les individus avec un genou arthrosique asymptomatique ont une activité à la cheville réduite, alors que les individus au genou arthrosique symptomatique ont une activité à la cheville similaire ou plus importante que les individus AS. Les chercheurs observent une amplitude de mouvement à la cheville plus grande chez les OA symptomatiques que les OA asymptomatiques dans toutes les tâches de marche. Les sujets gonarthrosiques avec symptômes semblent adapter leur patron cinématique à la cheville pendant la marche, afin d'éviter une douleur au genou, en augmentant l'énergie générée par la cheville pour la propulsion en avant.

Cette recension des écrits a exposé les connaissances actuelles sur la cinématique angulaire tridimensionnelle du genou, de la hanche et de la cheville, ainsi que leurs limites, amenant à la problématique de cette étude énoncée dans le chapitre suivant.

CHAPITRE 3

PROBLÉMATIQUE ET BUT DE L'ÉTUDE

3.1 Problématique

Comme présenté dans le chapitre précédant, de nombreuses études de la locomotion utilisent des données cinématiques et cinétiques tridimensionnelles du genou pour l'investigation de pathologies telles que la gonarthrose. En revanche, les liens entre les modifications décelées au genou et celles à la hanche et à la cheville sont peu documentés.

L'objectif général de ce projet de recherche est d'analyser l'impact de l'arthrose au genou sur les articulations de la hanche et de la cheville en se basant sur les données biomécaniques acquises lors d'un protocole d'analyse de la marche d'un projet antérieur qui s'intéressait spécifiquement à la gonarthrose (Boivin, 2010; Turcot, 2008).

Plus précisément, nous disposons des données cinématiques, c'est-à-dire des angles dans les trois dimensions enregistrées au genou, à la hanche et à la cheville de 32 patients gonarthrosiques (OA) et de 15 sujets asymptomatiques (AS).

3.2 Objectifs de l'étude

Les objectifs de ce projet de recherche sont :

1. La caractérisation des patrons cinématiques 3D de la marche à la hanche, au genou et à la cheville dans les populations asymptomatiques et gonarthrosiques ;
2. La détermination de paramètres distinctifs entre les deux groupes ;
3. La mise-en-évidence de sous-phases du cycle de marche particulièrement discriminantes des deux groupes.

Ce projet vise à une meilleure compréhension de la biomécanique des membres inférieurs à travers l'utilisation de données biomécaniques probantes dans l'espace 3D qui permet une évaluation objective des articulations du genou, de la hanche et de la cheville.

Sur le plan théorique, ce travail contribue à l'avancement des connaissances dans les domaines de l'analyse de données et de l'ingénierie médicale, en ouvrant à de futures recherches dans le domaine musculosquelettique.

3.3 Hypothèses de travail

L'hypothèse de base de ce projet est que l'arthrose du genou entraîne non seulement un changement de la cinématique au genou mais aussi de la cinématique de la hanche et de la cheville.

Il en découle les hypothèses suivantes :

1. Il existe des liens entre les patrons des angles au genou et ceux des angles à la hanche et/ou à la cheville pendant le cycle de marche ;
2. Ces patrons aux trois articulations sont tous plus ou moins affectés par la présence d'arthrose au genou ;
3. Ils peuvent être utilisés pour classer des patients gonarthrosiques vs. des individus asymptomatiques.

CHAPITRE 4

MÉTHODOLOGIE

4.1 Introduction

Ce chapitre présente la méthodologie employée pour répondre aux objectifs de ce projet. Il comporte la description du protocole réalisé dans un projet antérieur pour acquérir les données ainsi que les étapes de traitement appliquées afin d'obtenir la base de données utilisée par la suite. La méthode est ensuite divisée en deux parties : d'une part une analyse statistique afin de décrire les patrons cinématiques des groupes de sujets et déceler les éléments locaux qui les distinguent par comparaison des moyennes; et d'autre part une classification par approche globale pour relever des sous-cycles du cycle de marche porteurs d'informations aux différentes articulations et selon le mouvement de rotation considéré.

4.2 Base de données

4.2.1 Acquisition

Les données utilisées pour ce projet ont été acquises par Katia Turcot et Karine Boivin lors de la réalisation de leur doctorat en génie biomédical, respectivement au sein de la faculté de médecine de l'Université de Montréal et de l'École Polytechnique de Montréal. La première étude doctorale portait sur l'évaluation et la validation d'une nouvelle méthode accélérométrique tridimensionnelle pour estimer les impacts articulaires chez une population gonarthrosique (Turcot, 2008). La seconde visait à la mise au point d'une approche d'évaluation de la cinématique tridimensionnelle du genou des sujets gonarthrosiques (Boivin, 2010).

Les deux chercheuses ont collaboré pour la production de leurs données au sein du Laboratoire de recherche en Imagerie et Orthopédie - LIO du Centre Hospitalier de l'Université de Montréal - CHUM Notre-Dame et de l'École de Technologie Supérieure.

4.2.1.1 Participants

Deux groupes de participants ont été recrutés : un groupe contrôle de sujets asymptomatiques et un groupe de patients atteints d'arthrose fémoro-tibiale. Au total, 16 sujets sains et 32 patients gonarthrosiques auront complété toutes les étapes.

Le Tableau 4.1 ci-dessous présente les critères d'inclusion et d'exclusion définis pour sélectionner les participants pouvant prendre part au projet parmi tous les volontaires. L'admissibilité de chacun était vérifiée dans un premier temps lors d'un entretien téléphonique, et dans un deuxième temps grâce à une évaluation clinique en physiatrie (Boivin, 2010).

Tableau 4.1 Recensement des critères d'inclusion et d'exclusion au projet
Tiré de Boivin (2010) ⁴

Adressés à tous les participants et spécifiques à chacun des groupes (OA et AS)	
Critères d'inclusion	Critères d'exclusion
<ul style="list-style-type: none"> – Être âgé(e) de 50 ans et plus – Être en mesure de juger sciemment de son adhésion au projet et de répondre aux questionnaires en français – Être capable de marcher de façon continue sur une période de 10 à 15 minutes <p>Spécifiques au OA</p> <ul style="list-style-type: none"> – Répondre aux critères cliniques et radiologiques de diagnostic de l'arthrose au genou proposés par l'ACR (voir le tableau 3.2). – Depuis au moins trois mois, ressentir de la douleur au(x) genou(x) diagnostiqué(s)⁴⁰ – N'avoir aucune prédominance de l'atteinte ou avoir une prédominance au compartiment fémorotibial interne selon les G_{II} (Kellgren et Lawrence, 1957) – Avoir un niveau moyen de douleur au genou diagnostiqué à la marche, au cours de la semaine précédant l'inclusion dans l'étude, supérieur à 3 sur 100 mm sur une EVA 	<ul style="list-style-type: none"> – Être atteint(e) d'arthrose de type généralisée ou d'arthrite rhumatoïde – Avoir eu une blessure (méniscale ou ligamentaire) ou avoir subi un traumatisme (p. ex. fracture) au tronc ou au membre inférieur pouvant affecter l'évaluation – Avoir des désalignements sévères au niveau du tronc, d'une hanche ou d'un pied pouvant affecter la démarche – Avoir eu une intervention chirurgicale (tronc ou membre inférieur) pouvant altérer la démarche – Avoir des problèmes de claudication ou de douleur au membre inférieur à la marche – Utiliser une aide technique (canne, béquille, marchette) lors de l'ensemble des déplacements – Avoir des problèmes neurologiques pouvant affecter l'évaluation (p. ex. AVC⁴¹, parkinson, épilepsie, etc.) – Avoir des problèmes pulmonaires limitant considérablement la marche – Avoir un problème cardiaque nécessitant un contrôle médical rapproché (pression artérielle fluctuante, hypertension, angine, arythmie, etc.) ou rendant la santé de la personne à risque durant l'évaluation – Avoir une tendance à faire des plaies aux niveaux des membres inférieurs (précaution due au port de l'instrumentation) – Avoir des déficits proprioceptifs, des problèmes de vertige ou d'équilibre pouvant affecter l'évaluation (p. ex. neuropathie périphérique) – Avoir toute autre condition pouvant affecter l'évaluation (p. ex. l'incapacité à s'adapter au tapis roulant ou au port de l'exosquelette) <p>Spécifiques au OA</p> <ul style="list-style-type: none"> – Avoir une prédominance de l'atteinte au compartiment fémorotibial externe selon les G_{II} (Kellgren et Lawrence, 1957) – Avoir suivi un programme d'entraînement ou de réadaptation pour les membres inférieurs au cours des six mois précédant l'étude – Être considéré(e) comme n'étant pas un(e) candidat(e) apte à la réadaptation, selon l'avis du clinicien ou de la physiothérapeute <p>Spécifiques au AS</p> <ul style="list-style-type: none"> – Ressentir de la douleur au genou lors de la marche, lors de la montée/descente d'un escalier ou lors des transitions entre les positions assise et debout – Répondre aux critères cliniques de diagnostic de l'arthrose au genou proposés par l'ACR (voir le tableau 3.2)

⁴ Voir le Tableau 1.1 pour les critères de diagnostic de l'arthrose au genou - Tableau 3.2 de Boivin (2010)

4.2.1.2 Plan expérimental

Le plan expérimental de Katia Turcot et Karine Boivin comprenait de nombreuses étapes, depuis la période d'adaptation au tapis roulant jusqu'à l'évaluation biomécanique post-traitement de physiothérapie pour les patients arthrosiques.

Tout en sachant que différents tests ont été réalisés sur les participants retenus, et que les nombreuses données correspondantes ont été recueillies, nous nous focaliserons dans ce projet de recherche et donc dans ce mémoire sur les éléments relevant des évaluations biomécaniques uniquement. Plus précisément, nous nous intéressons à l'évaluation de la marche des patients gonarthrosiques et des sujets asymptomatiques lors de ces sessions. Le protocole d'acquisition de cette étape est expliqué ci-après.

On précise que l'ensemble du protocole suivi, depuis la sélection des participants jusqu'aux dernières évaluations, a été évalué et accepté par les comités d'éthique à la recherche du Centre de Recherche du Centre Hospitalier de l'Université de Montréal (CRCHUM) et de l'École de Technologie Supérieure (ÉTS). Tous les individus intéressés à prendre part au projet et répondant aux critères d'éligibilité ont signé un formulaire de consentement [approuvé par ces comités] de façon libre et éclairée (Boivin, 2010).

4.2.1.3 Instrumentation

La méthode d'acquisition des données combine l'utilisation d'un tapis roulant, d'accéléromètres 3D, de gyroscopes 3D, de marqueurs réfléchissants fixés rigidement sur un exosquelette et d'une méthode d'étalonnage fonctionnelle posturale (Ouakrim, 2011).

Pour le groupe OA, le membre évalué est celui au genou arthrosique ou, en cas d'atteinte bilatérale, celui le plus atteint au niveau du compartiment fémorotibial interne; pour le groupe AS, une alternance droite/gauche d'un sujet à l'autre a été effectuée.

Pour enregistrer la cinématique 3D, les divers marqueurs de mouvements (marqueurs réfléchissants, accéléromètres, gyroscopes) ont été fixés au genou à l'aide d'un système d'attache novateur développé au LIO pour réduire les artefacts des mouvements de la peau (Ganjikia et al., 2000; Hagemeister et al., 2005; Sudhoff et al., 2007) : l'exosquelette KneeKG est composé d'une partie fémorale, serrée sur les condyles fémoraux, comprenant un harnais relié à une barre longitudinale en polycarbonate placée dans la loge médiale de la cuisse qui y est retenue par une bande en Velcro (Figure 4.1 b); et d'une partie tibiale, fixée sur la partie médiale du tibia, constituée d'une barre longitudinale en polycarbonate et de deux bandes de Velcro.

L'exosquelette permet d'installer un corps rigide sur ses deux parties (Figure 4.1 a et c), chacun accueillant quatre marqueurs réfléchissants, un accéléromètre triaxial (ADXL320) et un gyroscopes triaxial (Murata, ENC-03J), ces deux derniers étant reliés à un boîtier où les données sont emmagasinées (Physilog, BioAGM, Suisse).

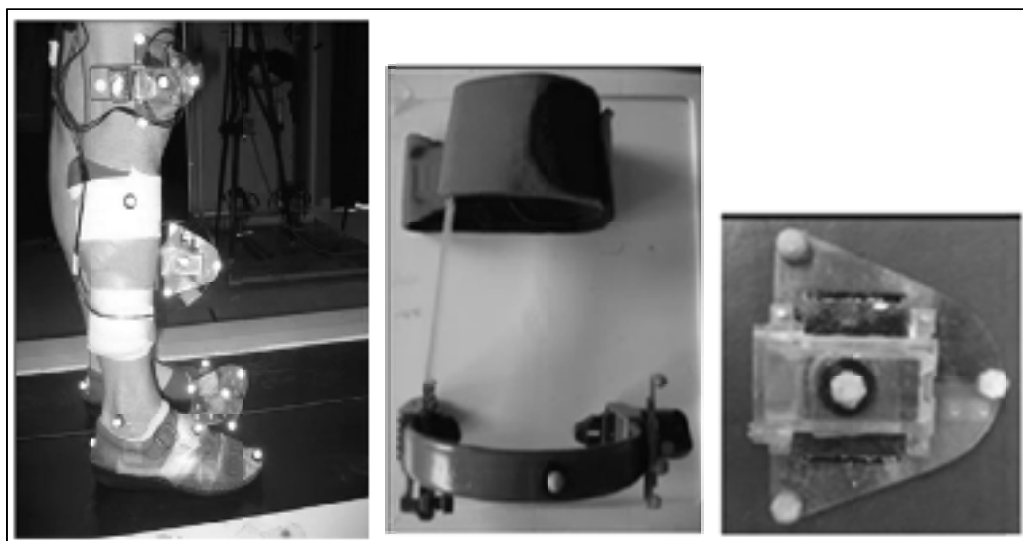


Figure 4.1 Photos montrant (a) la disposition des marqueurs sur un participant, (b) la portion fémorale de l'exosquelette, (c) un corps rigide composé de marqueurs de mouvement
Tirées de Boivin (2010)

D'autres marqueurs sont aussi attachés au sacrum via une ceinture sacrale, et enfin sur le pied. L'ensemble des dispositions est résumé dans le Tableau 4.2.

Tableau 4.2 Modèle de disposition des marqueurs de surface
Tiré de Boivin (2010)

Sites bilatéraux	Sites unilatéraux	
	Membre inférieur évalué	Membre inférieur opposé
<ul style="list-style-type: none"> - Centre de chaque talon (calcaneus) - Phalange distale des 2^{èmes} métatarsiens - Centre de chacune des malléoles externes 	<ul style="list-style-type: none"> - Centre malléole interne - Corps rigides de quatre marqueurs : <ul style="list-style-type: none"> - Naviculaire (pied) - Portions fémorale et tibiale de l'exosquelette 	<ul style="list-style-type: none"> - Interligne fémoro-tibiale latérale et centré dans le plan sagittal - Grand trochanter <p><i>*** Ces marqueurs servent au contrôle de qualité uniquement</i></p>
	<p>An niveau du bassin</p> <p>Un corps rigide, composé de quatre marqueurs, disposé sur le sacrum (centré sur la portion supérieure du sacrum entre les deux épines iliaques postéro-supérieures)</p>	

La position ou la cinématique 3D de l'ensemble des marqueurs réfléchissant est enregistrée via un système optoélectronique comprenant six caméras (VICON 460, Oxford Metrics). Il s'agit d'un système de capture de type passif, qui envoie des signaux infrarouges et détecte la réflexion à partir des marqueurs grâce aux caméras.

Les localisations estimées des marqueurs servent à définir un système de référence local pour chaque segment corporel et ainsi décrire leurs déplacements segmentaires et angulaires (Ouakrim, 2011). La méthode fonctionnelle et posturale - FP (Hagemeister et al., 2005) est alors utilisée pour définir un système de coordonnées au genou. Celui-ci sert à "exprimer, en termes de mouvements articulaires et en fonction de repères anatomiques, les déplacements lors de la marche des deux ensembles de quatre marqueurs aux niveaux fémoral et tibial du membre inférieur évalué" (Boivin, 2010). Brièvement, la méthode passe par la définition d'un système de référence local et anatomique (RLA) aux niveaux du fémur et du tibia, chacun exprimé en fonction d'un système de référence local et externe (RLE), à leur tour définis dans le système de référence global du laboratoire. Le système d'analyse de mouvement peut ensuite reconstruire les trajectoires tridimensionnelles de chacun des marqueurs selon un repère référentiel spatial global et fixe.

Enfin un tapis roulant (Adal, Médical Développement, France) muni de deux bandes indépendantes sous lesquelles on retrouve deux plates-formes de force Kistler permet l'enregistrement des forces de réaction au sol sur les axes médiolatéral, antéropostérieur et vertical. Ces forces sont utilisées notamment pour le découpage du cycle de marche.

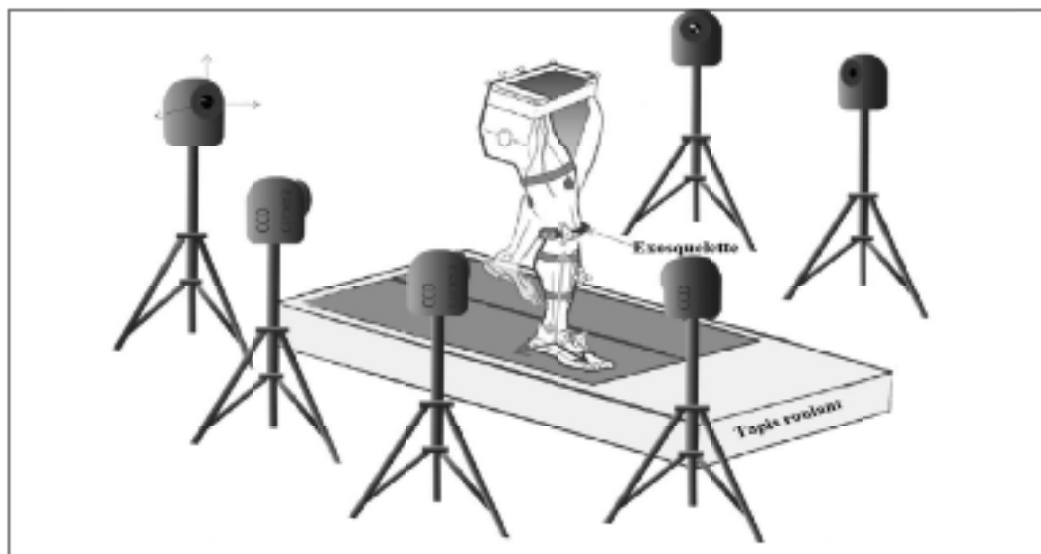


Figure 4.2 Équipement d'acquisition des données cinématiques
Tiré de Ouakrim (2011)

4.2.1.4 L'évaluation de la marche en laboratoire

Lors de chaque session d'évaluation biomécanique, le même protocole standardisé était effectué, comprenant la préparation du participant (mesuré, pesé, équipé des divers appareillages et capteurs...) et la réalisation des tâches expérimentales pour la collecte des données. Les tâches qui nous intéressent sont les marches à vitesse confortable sur le tapis roulant avec l'exosquelette.

Comme expliqué par Boivin (2010), deux collectes de données successives, chacune d'une durée de 25 secondes, étaient effectuées. La fréquence d'acquisition était de 120 Hz. Les données brutes collectées étaient les forces et les moments de réaction, évalués

bilatéralement et en 3D, ainsi que les positions instantanées en 3D des marqueurs de mouvements disposés sur les participants.

4.2.2 Pré-traitement

À partir des données brutes issues du protocole précédant, un processus de traitement a été appliqué afin d'obtenir les données désirées dans le cadre de ce projet, i.e. les angles aux trois articulations du membre inférieur dans les trois plans de l'espace pendant la marche.

4.2.2.1 Filtrage

Aucun filtrage n'est appliqué en vue de l'utilisation prévue dans ce projet; le rééchantillonnage et le moyennage sont jugés suffisants pour supprimer le bruit causé par les artefacts d'acquisition de données.

4.2.2.2 Découpage temporel et rééchantillonnage

On appelle découpage temporel la normalisation du début et de la fin de chaque cycle de marche. Grâce à la composante verticale des forces de réaction au sol enregistrée par les plateformes de force intégrées dans le tapis roulant, on repère les instants où l'amplitude de la force verticale dépasse les 2 % du poids corporel du sujet instrumenté, i.e. les instants de contact du pied avec le tapis et ceux où le pied quitte le tapis pour débiter sa phase d'envol (illustré Figure 4.3). Ceci débouche sur une interpolation et un rééchantillonnage de 1 à 100 % des cycles de marche, donnant des mesures sur 100 points pour chaque participant.

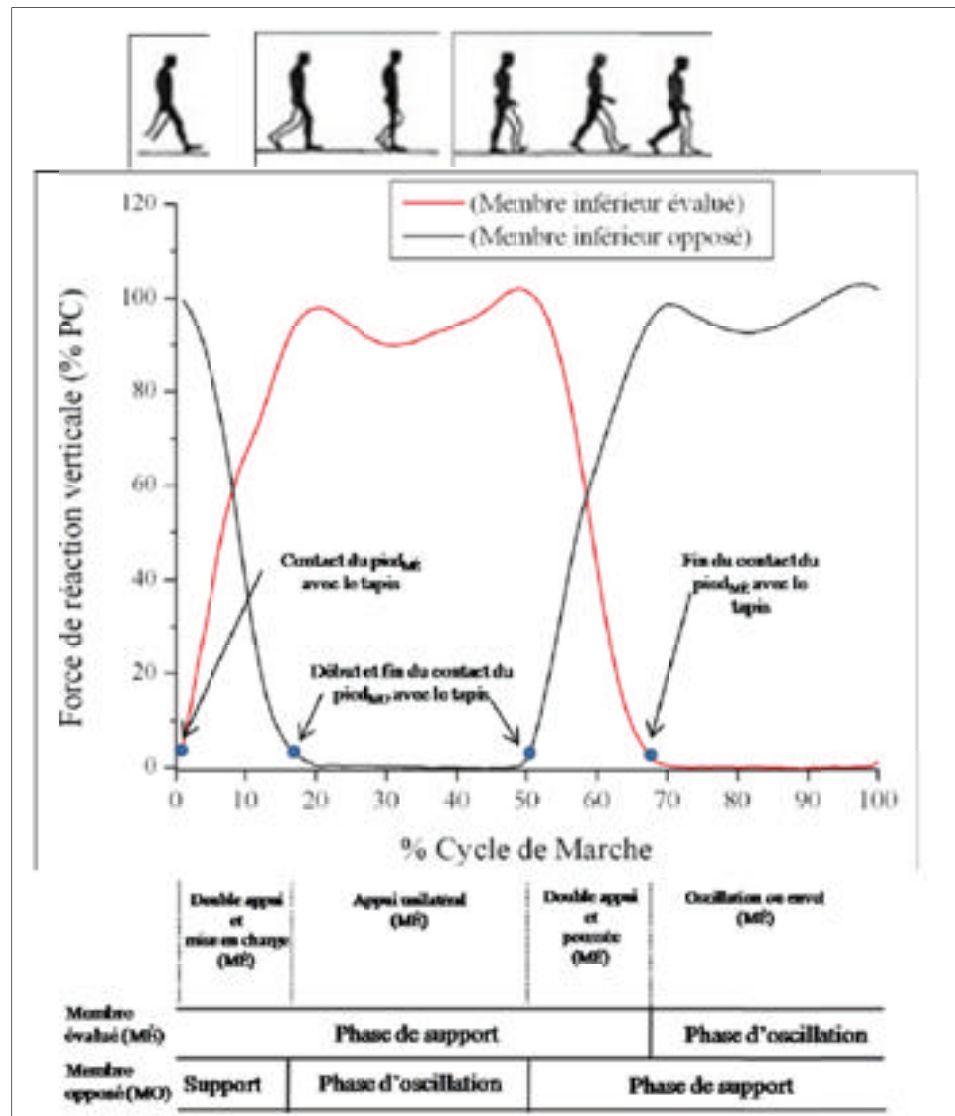


Figure 4.3 Schéma représentatif du patron de la force de réaction verticale du tapis pour le membre évalué et celui opposé exprimée en pourcentage du poids corporel (%PC)
Tiré de Boivin (2010)

Cette étape est exécutée sur le logiciel Vicon Workstation qui accepte les données enregistrées par le système optoélectronique Vicon.

4.2.2.3 Sélection des cycles de marche et moyennage

Pour chaque sujet, on sélectionne quinze cycles de marche représentatifs à conserver afin d'éliminer ceux qui présentent des patrons aberrants. Deux étapes de sélection ont été réalisées avec Matlab R2011b (The Mathworks, USA) : une première étape automatisée sélectionnant la combinaison de cycles résultant en la plus petite valeur moyenne du calcul de l'erreur quadratique moyenne (EQM) entre chaque cycle et la moyenne de l'ensemble des cycle, et une seconde étape de validation manuelle.

Les cycles de marches sélectionnés sont finalement moyennés pour obtenir un patron moyen sur 100 points dans chaque plan à chaque articulation pour chacun des sujets.

4.2.2.4 Validation des données et démographie des sujets retenus

Un sujet est conservé si et seulement si les données de cinématique angulaire sont disponibles aux trois articulations (hanche, genou et cheville) dans les 3 plans de l'espace (frontal, sagittal et transversal) sous la forme d'un signal continu sur un cycle de marche après moyennage d'une quinzaine de cycles.

La base de données finalement obtenue a été validée dans le cadre de la mise en place du système de gestion de la qualité du LIO-CRCHUM certifié selon ISO 13485:2003 : les étapes de traitement ont été vérifiées avec l'aide de Gerald Parent et la cohérence des données cinématiques avec la littérature disponible avec celle d'Alexandre Fuentes.

Le Tableau 4.3 présente les caractéristiques démographiques des deux groupes de sujets sélectionnés et étudiés par la suite :

Tableau 4.3 Caractéristiques démographiques des deux groupes étudiés

Caractéristiques	Groupe AS	Groupe OA
Taille de l'échantillon	15	32
Âge moyen (années)	66 ± 7	63 ± 8
Taille (m)	1,619 ± 0,090	1,612 ± 0,101
Poids corporel moyen (kg)	64,95 ± 12,23	81,39 ± 17,65
Indice de masse corporelle (kg/m ²)	24,69 ± 3,71	31,05 ± 4,51
Pourcentage de femmes (n)	67 (10)	72 (23)
Vitesse confortable moyenne (m/s)	0,85 ± 0,20	0,82 ± 0,20

Note : Les valeurs moyennes sont présentées ± l'écart-type et les pourcentages de cas sont présentés avec le nombre de cas en absolu entre parenthèses.

4.3 L'analyse statistique

L'analyse statistique consiste essentiellement en des tests d'analyse de variance, ou ANOVA, par contraste entre les deux groupes sur de nombreuses variables.

4.3.1 L'analyse de variance

4.3.1.1 Principe de l'ANOVA

ANOVA est l'acronyme de "*ANalysis Of VAriance*", ou "analyse de la variance". C'est une technique statistique permettant de comparer les moyennes de deux populations ou plus grâce à des mesures de variance. Elle détermine le caractère significatif ou non des différences entre les moyennes pour savoir si elles peuvent être attribuées au hasard de l'échantillonnage ou non.

Sachant qu'une variance est généralement définie comme la somme des carrés des écarts par rapport à la moyenne divisée par le nombre de degrés de liberté, le test est basé sur le rapport suivant :

$$F = \frac{\text{Variance inter-groupes}}{\text{Variance intra-groupes}} \quad (4.1)$$

Dans ce projet, on reste dans le cas particulier de l'analyse de variance à un facteur pour deux échantillons indépendants.

On cherche un seuil de signification à 0,05 c'est-à-dire qu'on considère un résultat significatif lorsqu'il n'y a pas plus de 5% de chance que la différence de moyenne observée ait été produite par les fluctuations du hasard.

4.3.1.2 Conditions de distribution des échantillons

Pour faire l'objet d'une analyse de variance, les groupes d'observations doivent avoir été engendrés par des distributions de probabilité qui remplissent les conditions suivantes (Saporta, 1990) :

1. Elles suivent une loi normale,
2. Elles ont des variances égales,
3. Elles sont indépendantes.

Pour vérifier ces hypothèses limitatives, deux tests supplémentaires sont requis :

- Un test de normalité : le test Shapiro-Wilk, plus approprié pour de petits échantillons (< 50 sujets), a été appliqué sur tous les signaux. Avec une valeur de signification supérieure à 0.05, les données suivent une distribution normale.
- Un test d'homogénéité des variances : la statistique de Levene est utilisée pour vérifier que les variances sont égales. Le résultat non significatif permet d'accepter l'hypothèse nulle de l'égalité des variances.

4.3.2 Plan de test

4.3.2.1 Point par point

Pour chaque articulation et dans chaque plan, on réalise des ANOVA sur chaque point du cycle de marche afin de comparer les moyennes des deux groupes, AS vs. OA, tout au long du cycle. Le logiciel utilisé est SPSS (*Statistical Package for the Social Sciences*).

4.3.2.2 Points d'intérêt

On s'intéresse ensuite à des points d'intérêt, c'est-à-dire que l'on met en relief des paramètres de cinématique angulaire potentiellement intéressants sur les patrons de chaque articulation/plan. Ces variables peuvent être des maximums ou des minimums locaux, des positions angulaires moyennes ou des changements angulaires sur un sous-cycle de marche, ou encore des amplitudes de mouvement, et sont identifiées dans un premier temps à partir de l'observation des courbes de moyennes des angles et dans un second temps par affinage des résultats déjà obtenus.

Les points d'intérêt sont définis sur des sous-cycles de marche spécifiques identifiés selon le découpage temporel proposé par Perry (1992). Ceux-ci sont rappelés dans le Tableau 4.4 avec les sigles choisis pour signaler l'instant de passage à un autre sous-cycle :

Tableau 4.4 Découpage temporel du cycle de marche (Perry, 1992)

Phases	Paramètres	Sigles	%
	Contact initial, début de la mise en charge	T ₀	1
Phase de chargement (Double appui et mise en charge)			
	Fin de la mise en charge et du double appui, début de l'appui unilatéral	T ₁	10
Milieu de la phase d'appui (appui unilatéral)			
		T ₂	30
Fin de la phase d'appui (appui unilatéral)			
	Fin de l'appui unilatéral, début du double appui	T ₃	50
Phase de pré-envol (Double appui et poussée)			
	Fin du double appui, début de l'envol	T ₄	60
Début de l'envol			
		T ₅	73
Milieu de l'envol			
		T ₆	87
Fin de l'envol			
	Fin de l'envol et du cycle de marche	T ₇	100

Les valeurs correspondantes sont extraites pour tous les sujets sur Matlab pour enfin comparer les groupes sur ces points avec de nouvelles ANOVA sur SPSS. Seules les variables donnant des résultats significatifs sont présentées dans le chapitre RÉSULTATS.

4.3.2.3 Variables biométriques

Par ailleurs, des analyses de variance ont été appliquées sur les variables biométriques caractérisant démographiquement les groupes étudiés, à savoir le sexe, l'âge, la taille et le poids corporel, ainsi que sur un paramètre spatio-temporel, la vitesse de marche. Ces analyses permettent de vérifier s'il y a des différences significatives entre les groupes autres que la présence ou l'absence d'arthrose.

Pour toute variable biométrique significativement différente entre les 2 groupes, des tests de corrélation de type Pearson sont effectués afin de déceler la présence éventuelle d'une relation linéaire significative entre la variable considérée et certains paramètres de cinématique angulaire sélectionnés. Si tel est le cas, on complète l'étude statistique par des analyses de covariance, ou ANCOVA, en considérant cette dernière à titre de covariable.

4.4 La classification par une approche globale

4.4.1 Introduction

Pour chaque combinaison articulation / plan, on veut trouver un sous-cycle du signal cinématique de la marche qui renferme l'information la plus pertinente pour une bonne discrimination des sujets asymptomatiques vs. gonarthrosiques.

Pour y parvenir, la technique expérimentale utilisée a été proposée par Youssef Ouakrim (2011) dans le cadre de son projet de maîtrise sur la *Classification de sujets asymptomatiques et gonarthrosiques en fonction des données cinématiques : comparaison de l'approche globale et de l'approche locale*. Cette étude visait à classer des sujets AS et OA d'une part, et des sujets atteints de gonarthrose à différents degrés de sévérité d'autre part, en fonction des données cinématiques 3D du genou. Deux types de représentation ont été analysés, à savoir les caractéristiques locales qui représentent les données cinématiques à travers des points d'intérêt et les caractéristiques globales qui prennent compte du signal en son ensemble. Elle conclut que les données cinématiques globales permettent une meilleure classification que celles locales, ce qui nous a amené à considérer cette représentation pour nos analyses.

4.4.2 La recherche du meilleur sous-cycle

4.4.2.1 L'extraction de caractéristiques globales

La classification par les données cinématiques globales tient compte du signal en sa totalité tout en donnant une information sur les sous-cycles de marche les plus discriminants.

En somme, il s'agit de comparer la classification de tous les sujets selon différents échantillons du signal cinématique, en testant toutes les tailles de sous-cycle possibles et pour toutes leurs positions sur le cycle de marche. On se sert d'un algorithme (Figure 4.5) qui

exécute le système de classification présenté ci-après (en 4.4.3) et enregistre au fur et à mesure les taux de classification résultants.

Pour estimer la validité du modèle de prédiction, on utilise une méthode algorithmique de validation croisée, dite K-fold, et plus précisément le cas particulier du Leave-one-out (Figure 4.4). Cette technique consiste à faire ressortir un seul échantillon de la base d'échantillon et de le considérer comme échantillon de validation ; ce processus est répété autant de fois qu'il y a de sujets dans la base de données (Ouakrim, 2011).

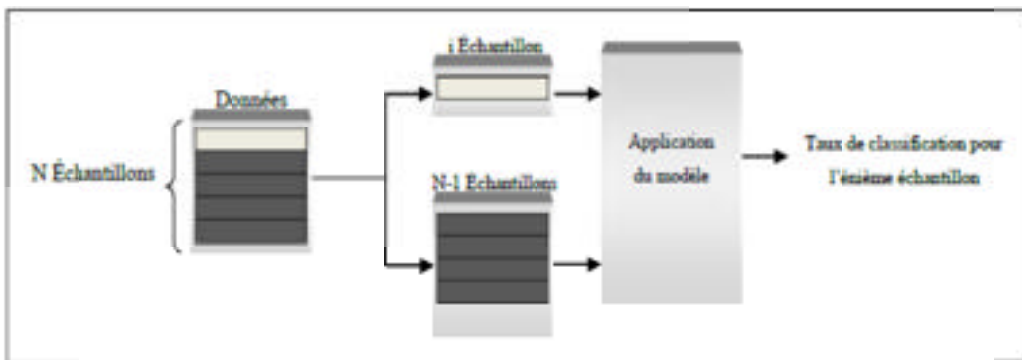


Figure 4.4 Méthode de validation leave-one-out
Tirée de Ouakrim (2011)

Un taux de classification correspond au calcul du nombre de sujets bien classés par rapport au nombre total de sujet (47 ici) et ramené en pourcentage.

$$\text{Taux de classification} = \frac{\text{Nombre de sujets bien classés}}{\text{Nombre total de sujets}} \times 100 \quad (4.2)$$

Ce calcul est couramment utilisé pour l'évaluation simple et rapide d'un classificateur. Dans le cas présent, il permet surtout de comparer la facilité de différenciation d'un sujet AS et d'un sujet OA selon un sous-cycle du signal par rapport aux autres ; les meilleurs sous-cycles étant alors ceux qui présentent les taux de classification les plus élevés et qui contiennent donc le plus d'information discriminante entre les deux groupes de sujets.

Pour les besoins de cette étude, la recherche du meilleur sous-cycle de marche est faite sur les données de cinématique angulaire enregistrées à la hanche dans le plan frontal, puis dans le plan sagittal et enfin transversal, et de même ensuite un plan à la fois au genou et finalement à la cheville.

4.4.2.2 L'algorithme de recherche

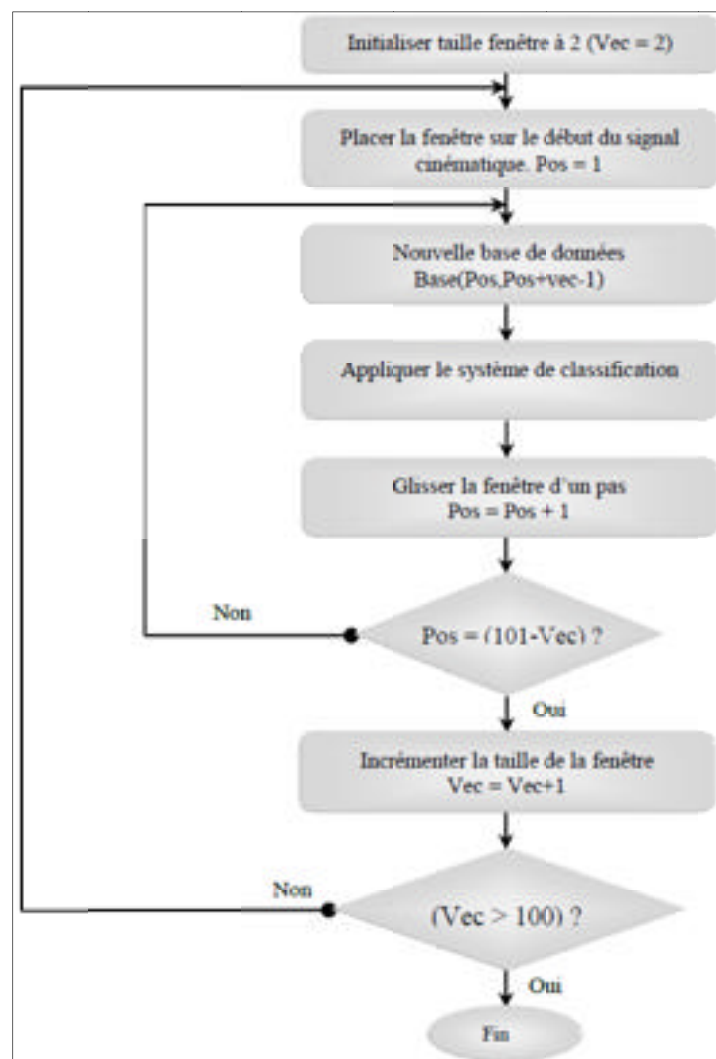


Figure 4.5 Algorithme de recherche du meilleur sous-cycle du cycle de marche
Tiré de Ouakrim (2011)

L'algorithme exécuté comporte six grandes étapes, dont la description suivante est adaptée de Ouakrim (2011) :

1. La taille de la fenêtre glissante / du sous-cycle s'initialise à 2 ($Vec = 2$) ;
2. La fenêtre glissante se place au début du signal cinématique ($Pos = 1$) ;
3. Une nouvelle base de données est construite, contenant en lignes les points du sous-cycle du signal cinématique choisie et en colonnes les sujets AS d'une part et les OA d'autre part, à l'exclusion près du sujet que l'on cherche à classifier ($Base(Pos, Pos+vec-1)$) ;
4. Le système de classification (présenté ci-dessous) est appliqué sur la nouvelle base de données pour chaque sujet et le taux de classification est enregistré pour une utilisation ultérieure ;
5. La position de la fenêtre glissante sur le signal cinématique est incrémentée ($Pos = Pos+1$), puis les étapes 2, 3 et 4 sont répétées jusqu'à ce que la fenêtre glissante arrive à la fin du signal cinématique ($101-Vec$) ;
6. La taille de la fenêtre glissante est incrémentée ($Vec = Vec+1$) et est placée de nouveau sur le début du signal cinématique (étape 2); Le système d'extraction et de test des caractéristiques globales se termine lorsque la taille de la fenêtre glissante devient plus grande que la taille du signal cinématique global ($Vec > 100$).

4.4.3 Le système de classification

4.4.3.1 La décomposition en valeur singulière

Le système de classification utilisé repose sur la décomposition en valeurs singulières ou SVD, acronyme de *Singular Value Decomposition*. Il s'agit d'un outil de factorisation d'une matrice rectangulaire quelconque A en le produit de 3 matrices particulières :

$$A = U S V^T \Leftrightarrow [U, S, V] = SVD(A) \quad (4.3)$$

où U et V sont des matrices carrées orthonormées et S une matrice pseudo-diagonale contenant les valeurs singulières de A .

On rappelle qu'une matrice est orthonormée si et seulement si la norme de chaque vecteur est égale à 1 et le produit scalaire de ses vecteurs 2 à 2 égale 0. De plus, les valeurs singulières d'une matrice A sont les racines carrées des valeurs propres de $A'A$.

4.4.3.2 L'algorithme du classificateur

Soit A et B deux bases de données de taille respective $(L \times C_1)$ et $(L \times C_2)$ où les lignes représentent un sous-cycle du signal de données et les colonnes les deux groupes de sujets, AS et OA; Et soit \overrightarrow{NC} un nouveau cas (exclu de A ou B) dont nous voulons connaître le groupe d'appartenance. L'algorithme de classification se résume dans la figure ci-dessous :

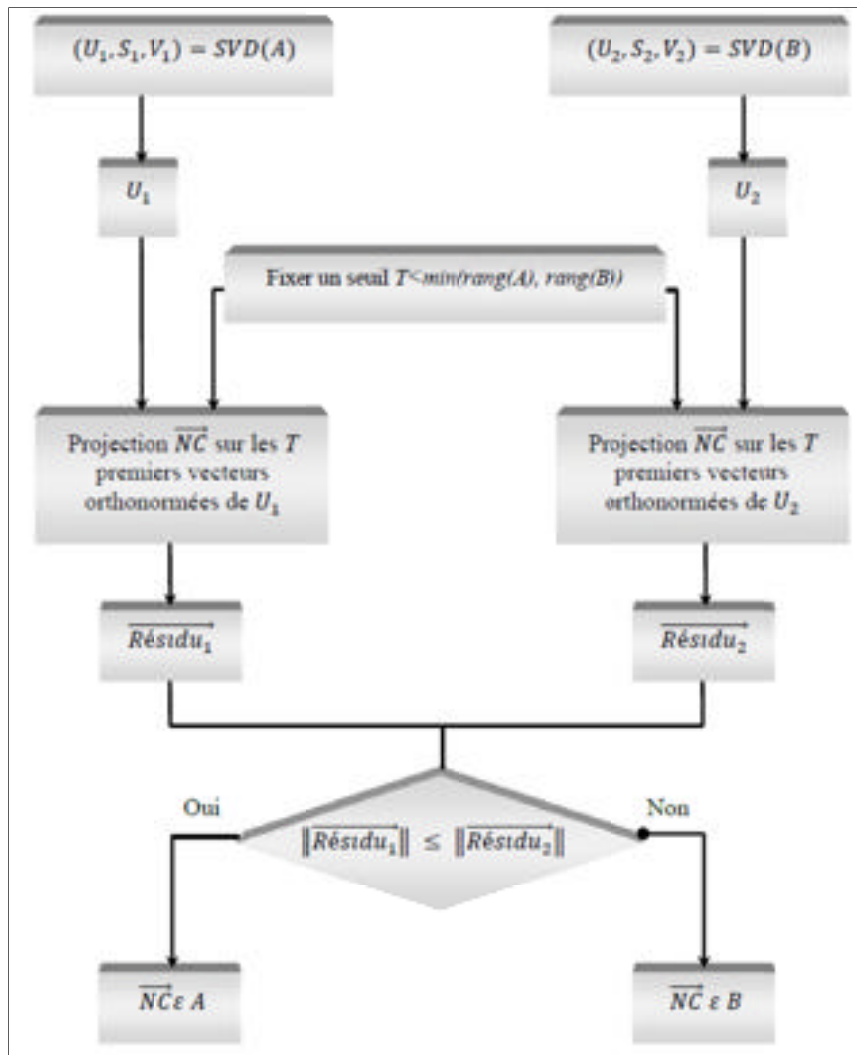


Figure 4.6 Algorithme de classification
Tiré de Ouakrim (2011)

Le système de classification commence par une décomposition en valeurs singulières sur les deux bases A et B dont on retient U_1 et U_2 , les bases orthonormées respectives de leur espace colonne qui portent l'information sur les sujets de chaque groupe.

4.4.3.3 Le résidu de projection

L'étape suivante est issue de la projection de \overrightarrow{NC} sur les deux bases A et B , définie selon les formules suivantes, tirées de Ouakrim (2011):

$$\begin{aligned}
U_1 &= (\overrightarrow{e1_1}, \overrightarrow{e1_2}, \dots, \overrightarrow{e1_L}), \quad \overrightarrow{NC} = \sum_{i=1}^L (\overrightarrow{e1_i} \cdot \overrightarrow{NC}) \overrightarrow{e1_i} \\
U_2 &= (\overrightarrow{e2_1}, \overrightarrow{e2_2}, \dots, \overrightarrow{e2_L}), \quad \overrightarrow{NC} = \sum_{i=1}^L (\overrightarrow{e2_i} \cdot \overrightarrow{NC}) \overrightarrow{e2_i}
\end{aligned} \tag{4.4}$$

Or, on sait que les valeurs singulières des matrices A et B (contenues dans S_1 et S_2) indiquent le poids de chaque vecteur orthonormé des matrices U_1 , U_2 , V_1 et V_2 . De plus, les rangs des matrices A et B nommées respectivement r_1 et r_2 indiquent le nombre de valeurs singulières non nulles sur chacune des deux bases.

Grâce à cela, on peut simplifier la formule de projection ainsi :

$$\begin{aligned}
\overrightarrow{NC} &= \sum_{i=1}^{r_1} (\overrightarrow{e1_i} \cdot \overrightarrow{NC}) \overrightarrow{e1_i} + \sum_{i=r_1+1}^L (\overrightarrow{e1_i} \cdot \overrightarrow{NC}) \overrightarrow{e1_i} \\
\overrightarrow{NC} &= \sum_{i=1}^{r_1} (\overrightarrow{e1_i} \cdot \overrightarrow{NC}) \overrightarrow{e1_i} + \overrightarrow{Résidu_1}
\end{aligned} \tag{4.5}$$

$$\begin{aligned}
\overrightarrow{NC} &= \sum_{i=1}^{r_2} (\overrightarrow{e2_i} \cdot \overrightarrow{NC}) \overrightarrow{e2_i} + \sum_{i=r_2+1}^L (\overrightarrow{e2_i} \cdot \overrightarrow{NC}) \overrightarrow{e2_i} \\
\overrightarrow{NC} &= \sum_{i=1}^{r_2} (\overrightarrow{e2_i} \cdot \overrightarrow{NC}) \overrightarrow{e2_i} + \overrightarrow{Résidu_2}
\end{aligned}$$

De plus, on suppose l'existence d'un seuil T en dessous duquel on peut considérer le poids des vecteurs orthonormés comme négligeable, avec T inférieur au plus petit des deux rangs. La technique de classification utilise les résidus des projections du sujet sur les T vecteurs orthonormés les plus pertinents de U_1 et U_2 . Les restes sont considérés comme les résidus selon la formule de projection finale :

$$\begin{aligned}
\overrightarrow{NC} &= \sum_{i=1}^T (\overrightarrow{e1_i} \cdot \overrightarrow{NC}) \overrightarrow{e1_i} + \sum_{i=T+1}^L (\overrightarrow{e1_i} \cdot \overrightarrow{NC}) \overrightarrow{e1_i} \\
\overrightarrow{NC} &= \sum_{i=1}^T (\overrightarrow{e1_i} \cdot \overrightarrow{NC}) \overrightarrow{e1_i} + \overrightarrow{Résidu_1}
\end{aligned} \tag{4.6}$$

$$\begin{aligned}
\overrightarrow{NC} &= \sum_{i=1}^T (\overrightarrow{e2_i} \cdot \overrightarrow{NC}) \overrightarrow{e2_i} + \sum_{i=T+1}^L (\overrightarrow{e2_i} \cdot \overrightarrow{NC}) \overrightarrow{e2_i} \\
\overrightarrow{NC} &= \sum_{i=1}^T (\overrightarrow{e2_i} \cdot \overrightarrow{NC}) \overrightarrow{e2_i} + \overrightarrow{Résidu_2}
\end{aligned}$$

Sachant que $T < \min r_1$ et r_2

On considère enfin que le sujet appartient au groupe qui produit le moins de reste / erreur :

$$\text{Si } \|\overrightarrow{Résidu_1}\| \leq \|\overrightarrow{Résidu_2}\|$$

$$\text{Alors } \overrightarrow{NC} \in A$$

$$\text{Sinon } \overrightarrow{NC} \in B$$

CHAPITRE 5

RÉSULTATS

5.1 Analyse statistique

5.1.1 Variables biométriques

Le poids corporel est la seule variable biométrique pour laquelle des effets significatifs ressortent de l'ANOVA qui compare le groupe AS au groupe OA, avec une signification à 0,002. Le groupe de patients gonarthrosiques est significativement plus pesant que celui formé par les personnes AS, avec une moyenne plus élevée de 16 kg : les participants du groupe AS présentent un poids corporel moyen de $64,95 \pm 12,23$ kg alors que ceux du groupe OA ont un poids moyen de $81,39 \pm 17,65$ kg (Figure 5.1).

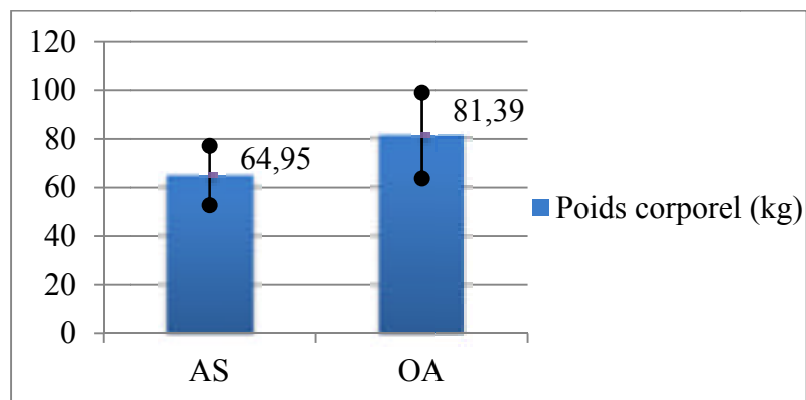


Figure 5.1 Graphique du poids corporel moyen des groupes de sujets

En conséquence, si une relation linéaire significative entre le poids et un paramètre de cinématique angulaire est vérifiée par un test de corrélation de Pearson, on fait des analyses de variance supplémentaires incluant le poids corporel en covariable.

Les résultats de ces ANCOVA ne sont rapportés ci-après que s'ils se distinguent de ceux obtenus aux ANOVA.

5.1.2 Comparaison des moyennes

Les résultats obtenus lors de la comparaison des moyennes des groupes AS et OA sont présentés articulation par articulation et plan par plan. Dans chaque cas de figure, une représentation graphique des moyennes et écart-types des angles sur le cycle de marche des deux groupes de sujets est donnée, les courbes continues représentant les 15 participants asymptomatiques et les lignes de tirets les 32 patients gonarthrosiques. De plus, les résultats significatifs des tests statistiques sont schématisés ainsi :

- Les lignes verticales indiquent les points du cycle de marche sur lesquels l'analyse de variance fait ressortir une différence de moyenne entre les groupes ; Le détail chiffré de ces résultats significatifs se trouve en ANNEXE II ;
- Des flèches localisent de même les points d'intérêt porteurs d'information qui sont ensuite présentés en détails dans un tableau ; Les résultats du "modèle corrigé" sont ceux qui prennent en compte le poids corporel en cofacteur.

De plus, on rappelle les sigles utilisés pour marquer les pourcentages du cycle de marche qui débutent un nouveau sous-cycle selon le découpage temporel de Perry (1992) :

Tableau 5.1 Sigles utilisés pour découpage temporel du cycle de marche

Sous - cycles	Mise en charge	Début de l'appui	Fin de l'appui	Pré- envol	Début de l'envol	Milieu de l'envol	Fin de l'envol	
Sigles	T ₀	T ₁	T ₂	T ₃	T ₄	T ₅	T ₆	T ₇
%	1	10	30	50	60	73	87	100

5.1.2.1 À la hanche

L'analyse point par point du cycle de marche par des analyses de variance permet de comparer les moyennes des deux groupes de sujets, AS vs. OA. Cependant aucun résultat n'est significatif à la hanche, quelque soit le plan observé.

Dans le plan frontal

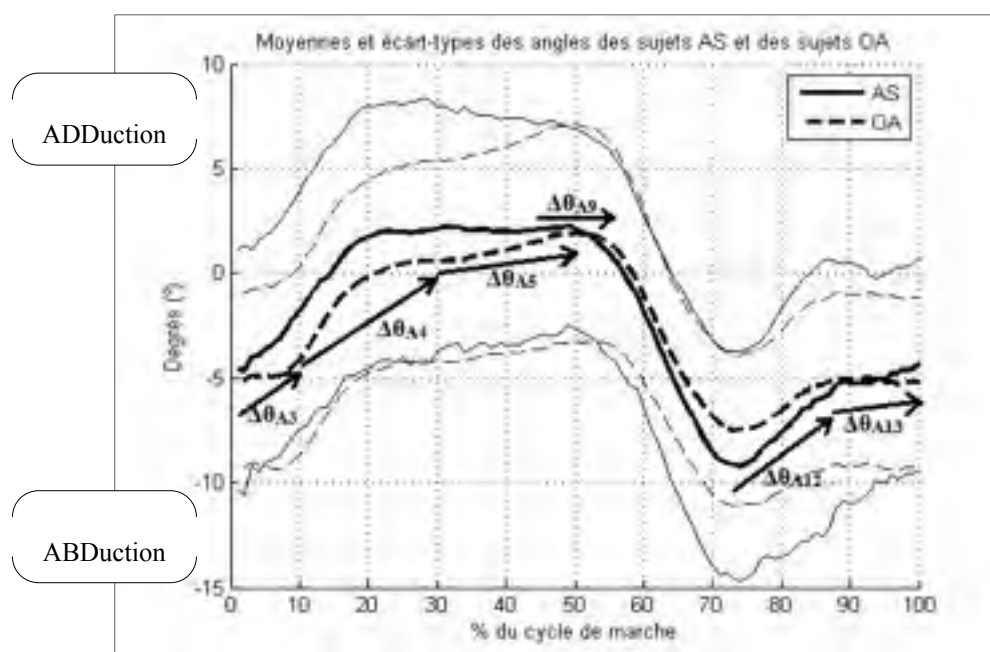


Figure 5.2 Graphique des patrons cinématiques moyens à la hanche dans le plan frontal exprimés en degrés en fonction des pourcentages du cycle de marche

Plusieurs changements angulaires sur différents sous-cycle soulignent des différences de patrons cinématiques entre les 2 groupes, comme détaillé dans le Tableau 5.2. Les patients gonarthrosiques présentent un patron de rotation modifié par rapport aux sujets sains. Ils sont d'avantage en abduction pendant la phase d'appui.

Plus en détails, lors de la mise en charge, l'ANOVA révèle un mouvement d'adduction clairement plus important pour les sujets AS que pour les patients OA qui restent d'avantage en abduction ($\Delta\theta_{A3}$). En continuation, $\Delta\theta_{A4}$ montre une différence de changement angulaire significative supplémentaire au début de la phase d'appui lorsque le poids est ajouté en cofacteur ; Le groupe AS termine doucement son mouvement d'adduction alors que le groupe OA le fait plus hâtivement. À la fin de la phase d'appui, les OA poursuivent le mouvement en adduction de la hanche alors que les AS maintiennent sa position en légère adduction ($\Delta\theta_{A5}$) ; Cette différence est encore plus marquée lorsque l'on ajoute le poids corporel en cofacteur. À 50% du cycle de marche, les moyennes des 2 groupes se rejoignent ($2,1^\circ \pm 4,8$ pour les AS

et $1,9 \pm 5,1$ pour le groupe OA). À ce moment, les sujets AS ont déjà initié le mouvement d'abduction qui se poursuit ensuite pendant le double appui et le début de l'envol ; les gonarthrosiques en revanche tardent d'avantage et font en moyenne un mouvement d'abduction plus court et moins important ($\Delta\theta_{A9}$).

Finalement, le milieu de la phase d'envol présente des différences de changement angulaire : le groupe AS qui a réalisé un mouvement d'avantage en abduction doit faire un retour en adduction plus prononcé pour revenir à sa position de départ ($\Delta\theta_{A12}$). À la fin de la phase d'envol, le groupe OA garde une position stable en légère abduction alors que le groupe AS poursuit l'adduction de la hanche qui se poursuivra au début du cycle de marche suivant ($\Delta\theta_{A13}$).

En résumant, les changements angulaires du fémur par rapport au bassin des patients gonarthrosiques sont plus timides, apparaissent généralement plus tardivement et sont relativement moins importants que ceux des sujets contrôles.

Tableau 5.2 Résultats significatifs sur les paramètres de cinématique angulaire de la hanche

Paramètres d'adduction/abduction					
		Moyennes observées (en degrés)		Résultats ANOVA	
		AS	OA	F	Signification
Changement angulaire dans le plan frontal durant la mise en charge	$\Delta\theta_{A3} = \theta_{A-T1} - \theta_{A-T0}$	2,8±1,6	0,99±19	9,765	0,003
Changement angulaire dans le plan frontal pendant la fin de la phase d'appui	$\Delta\theta_{A5} = \theta_{A-T3} - \theta_{A-T2}$	-0,04±2,0	1,3±1,6	5,873	0,019
Changement angulaire autour de la fin de l'appui unilatéral	$\Delta\theta_{A9} = \theta_{A-T3+5} - \theta_{A-T3-5}$	-1,2±1,7	-0,1±1,1	7,095	0,011
Changement angulaire à la fin de la phase d'envol	$\Delta\theta_{A13} = \theta_{A-T7} - \theta_{A-T6}$	1,5±2,5	0,0±1,5	6,334	0,015
Paramètres d'adduction/abduction corrélés au poids corporel					
		Moyennes observées (en degrés)		Résultats ANCOVA	
		AS	OA	D	Sig.
Changement angulaire dans le plan frontal pendant le début de la phase d'appui	$\Delta\theta_{A4} = \theta_{A-T2} - \theta_{A-T1}$	3,9±2,0	4,8±2,7	5,089	0,010
Changement angulaire dans le plan frontal pendant la fin de la phase d'appui	$\Delta\theta_{A5} = \theta_{A-T3} - \theta_{A-T2}$	-0,04±2,0	1,3±1,6	5,194	0,009
Changement angulaire au milieu de la phase d'envol	$\Delta\theta_{A12} = \theta_{A-T6} - \theta_{A-T5}$	3,4±2,4	2,3±2,2	4,871	0,012
Paramètres de rotation fémorale interne/externe					
		Moyennes observées (en degrés)		Résultats ANCOVA	
Position angulaire moyenne dans le plan transverse pendant la phase de pré-envol	$\theta_{R4} = \theta_{Moy\ T3-T4}$	4,5±5,3	2,5±6,6	4,979	0,011

Note : Une valeur positive dans les cas des mesures d'angle ou de changement angulaire indique que le positionnement angulaire ou le mouvement autour de la hanche est en adduction; de même une valeur négative indique une abduction. L'amplitude de mouvement est toujours une valeur positive car seule sa grandeur est d'intérêt. L'abréviation CM désigne le Cycle de Marche.

Dans le plan sagittal

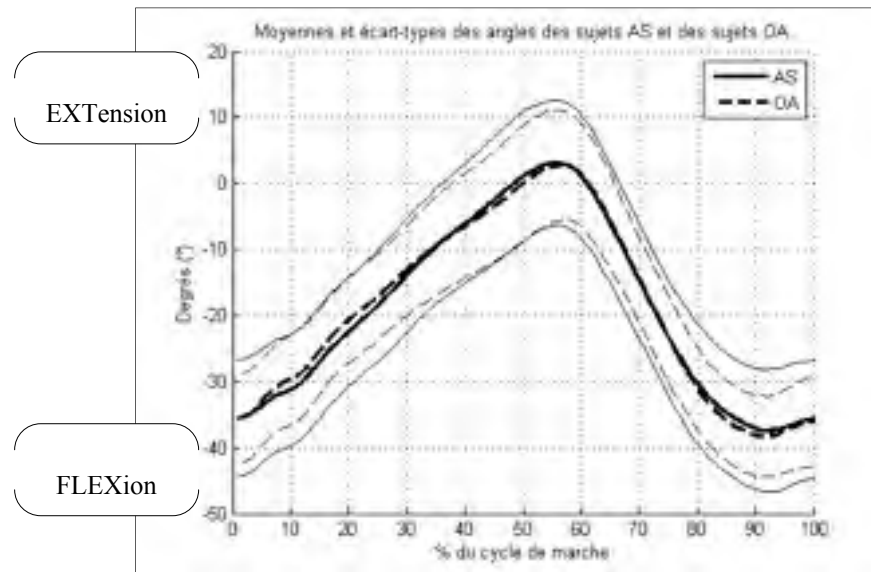


Figure 5.3 Graphique des patrons cinématiques moyens à la hanche dans le plan sagittal exprimés en degrés en fonction des pourcentages du cycle de marche

Aucune différence ne ressort des tests statistiques dans le plan sagittal.

Dans le plan transversal

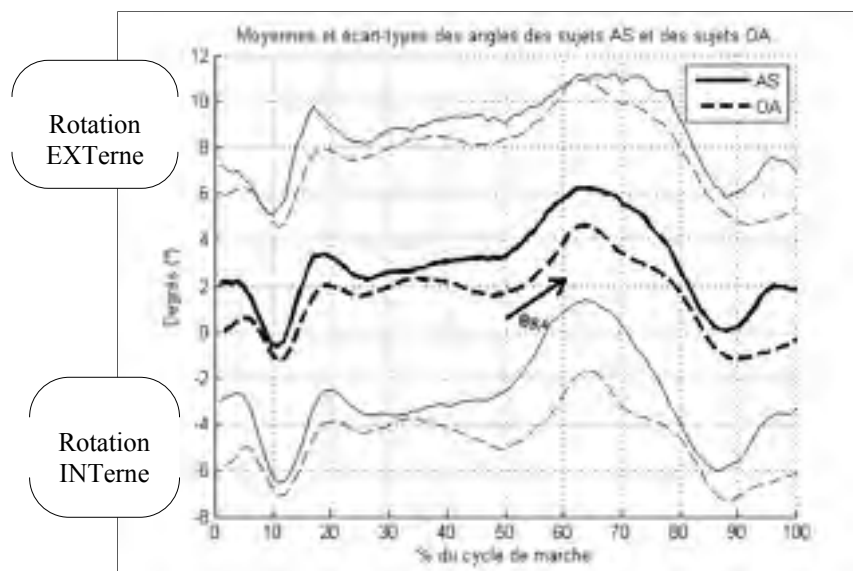


Figure 5.4 Graphique des patrons cinématiques moyens à la hanche dans le plan transversal exprimés en degrés en fonction des pourcentages du cycle de marche

L'angle de la hanche est en moyenne d'avantage en rotation interne pour le groupe OA; cela ressort significativement de l'ANCOVA entre 50 et 60 % du cycle de marche pendant la phase de double appui et de poussée avant l'envol de la jambe (θ_{R4} dans le Tableau 5.2).

5.1.2.2 Au genou

On décrit maintenant les patrons cinématiques du genou dans les trois plans de l'espace pendant la marche. Les résultats significatifs des analyses de variance appliquées sur des points d'intérêt sont indiqués dans le Tableau 5.3.

Dans le plan frontal

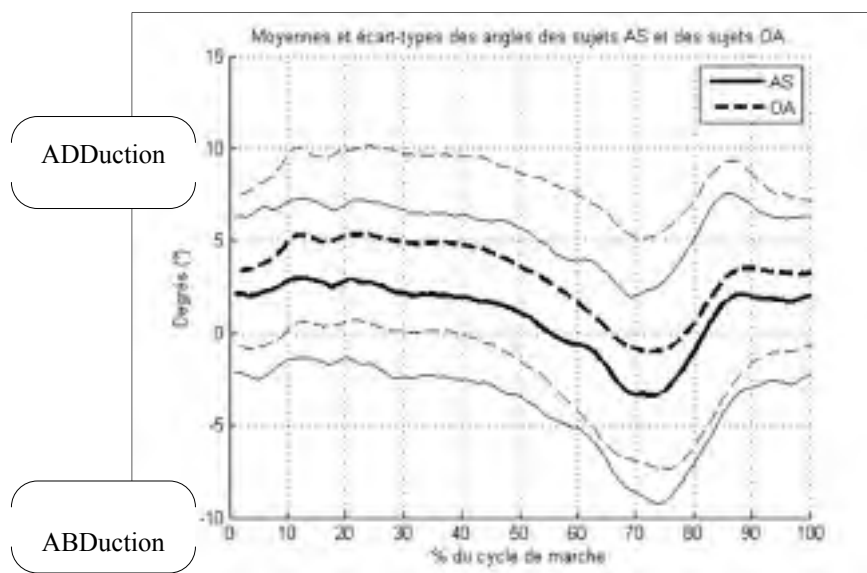


Figure 5.5 Graphique des patrons cinématiques moyens au genou dans le plan frontal exprimés en degrés en fonction des pourcentages du cycle de marche

Au genou, aucun résultat ne ressort significativement des tests dans le plan frontal. Cependant le groupe arthrosique reste globalement d'avantage en adduction que les sujets contrôles tout au long du cycle de marche.

Dans le plan sagittal

Lors de l'analyse point par point du cycle de marche, on trouve une période discriminante dans le plan sagittal entre 15 et 20 % du cycle de marche, i.e. pendant le début de l'appui unilatéral.

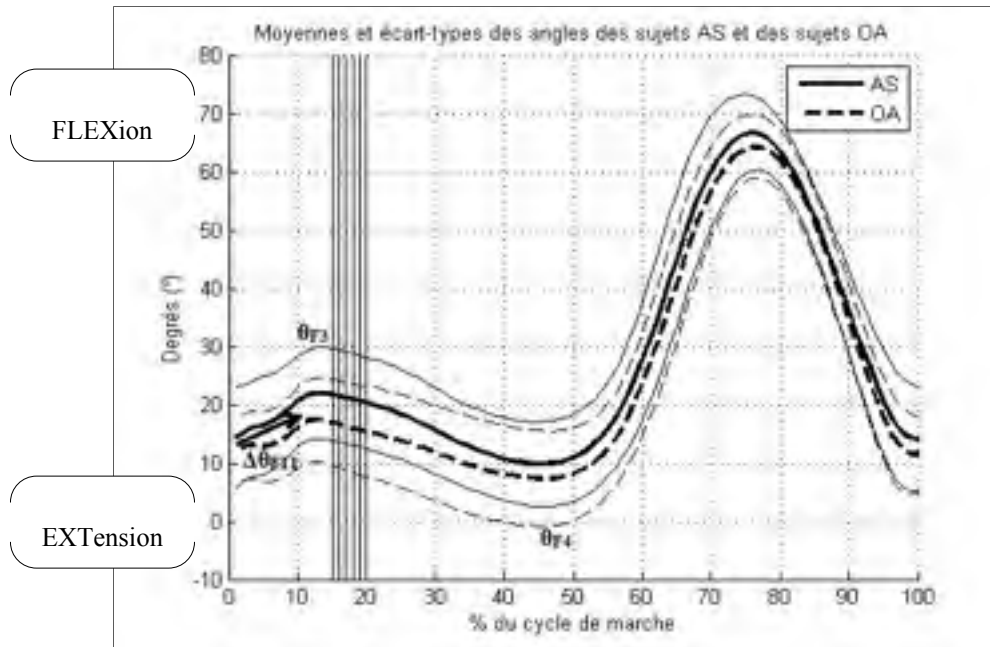


Figure 5.6 Graphique des patrons cinématiques moyens au genou dans le plan sagittal exprimés en degrés en fonction des pourcentages du cycle de marche

De l'ANCOVA, on retrouve plusieurs paramètres cinématiques significativement différents entre les 2 groupes. Tout d'abord, le changement angulaire $\Delta\theta_{F11}$ pendant la phase de chargement du poids du corps sur la jambe évaluée prouve que les sujets OA fléchissent moins le genou que les AS à ce moment.

Ensuite les angles de flexion maximale et minimale pendant la phase d'appui témoignent encore d'un mouvement restreint chez les patients gonarthrosiques, avec plus de 4° de différence de moyenne sur θ_{F3} et plus de 2° sur θ_{F4} .

Dans le plan transversal

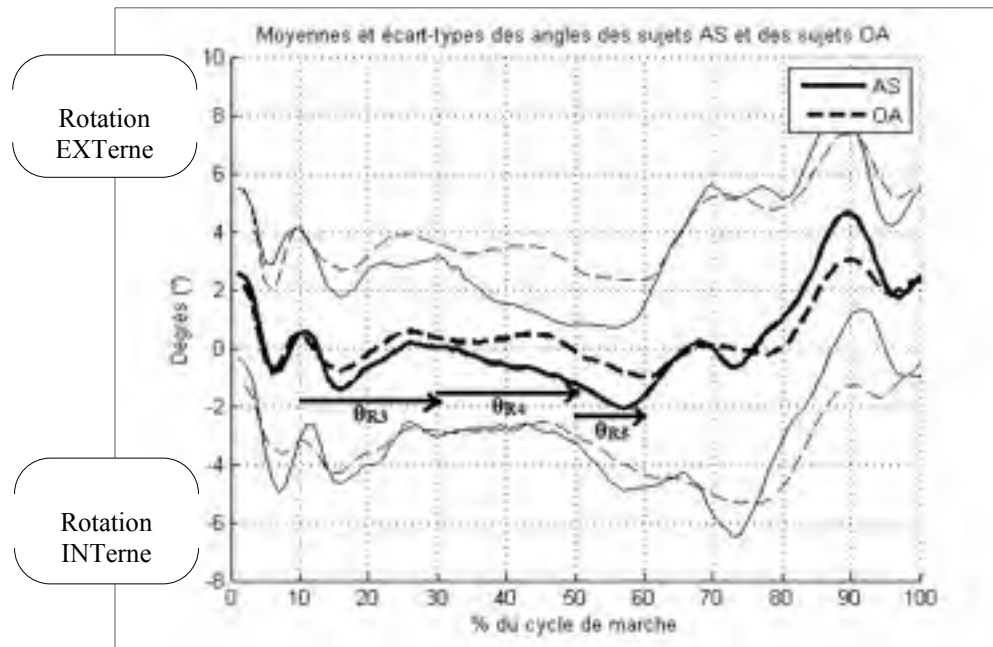


Figure 5.7 Graphique des patrons cinématiques moyens au genou dans le plan transversal exprimés en degrés en fonction des pourcentages du cycle de marche

Enfin, dans le plan transversal, on retrouve des positions angulaires moyennes significativement différentes pendant tout l'appui unilatéral et la phase de pré-envol ; Les sujets OA sont en moyenne d'avantage en rotation tibiale externe de 10 à 60 % du cycle de marche (θ_{R3} , θ_{R4} et θ_{R5}).

Tableau 5.3 Résultats significatifs sur les paramètres de cinématique angulaire du genou

Paramètres de flexion/extension corrélés au poids corporel		Modèle corrigé			
		Moyennes observées (en degrés)		Résultats ANCOVA	
		AS	OA	F	Signification
Angle maximal durant le début de la phase d'appui	$\theta_{F3} = \theta_{\text{Max T1-T2}}$	22,4±7,6	17,7±7,2	6,627	0,003
Angle minimal durant la fin de la phase d'appui	$\theta_{F4} = \theta_{\text{Min T2-T3}}$	9,4±7,3	7,0±8,1	7,504	0,002
Changement angulaire durant la mise en charge	$\Delta\theta_{F11} = \theta_{F-T1} - \theta_{F-T0}$	6,2±3,4	4,0±3,2	3,678	0,033
Paramètres de rotation tibiale interne/externe corrélés au poids corporel		Modèle corrigé			
		Moyennes observées (en degrés)		Résultats ANCOVA	
		AS	OA	D	Sig.
Position angulaire moyenne durant le début de la phase d'appui	$\theta_{R3} = \theta_{\text{Moy T1-T2}}$	-0,4±3,0	-0,0±3,2	3,729	0,032
Position angulaire moyenne durant la fin de la phase d'appui	$\theta_{R4} = \theta_{\text{Moy T2-T3}}$	-0,6±2,2	0,3±3,0	5,180	0,010
Position angulaire moyenne durant la phase de pré- envol	$\theta_{R5} = \theta_{\text{Moy T3-T4}}$	-1,7±2,5	-0,6±3,0	3,644	0,034

Note : Une valeur positive dans les cas des mesures d'angle ou de changement angulaire indique un positionnement angulaire ou un mouvement autour du genou en adduction, en flexion ou en rotation tibiale externe selon les plans ; de même une valeur négative indique respectivement une abduction, une extension ou une rotation tibiale interne. L'amplitude de mouvement est toujours une valeur positive car seule sa grandeur est d'intérêt. L'abréviation CM désigne le Cycle de Marche.

5.1.2.3 À la cheville

On s'intéresse enfin à la cinématique de la cheville. Le Tableau 5.4 présente les résultats significatifs obtenus des analyses de variance sur des paramètres des trois mouvements de rotation.

Dans le plan frontal

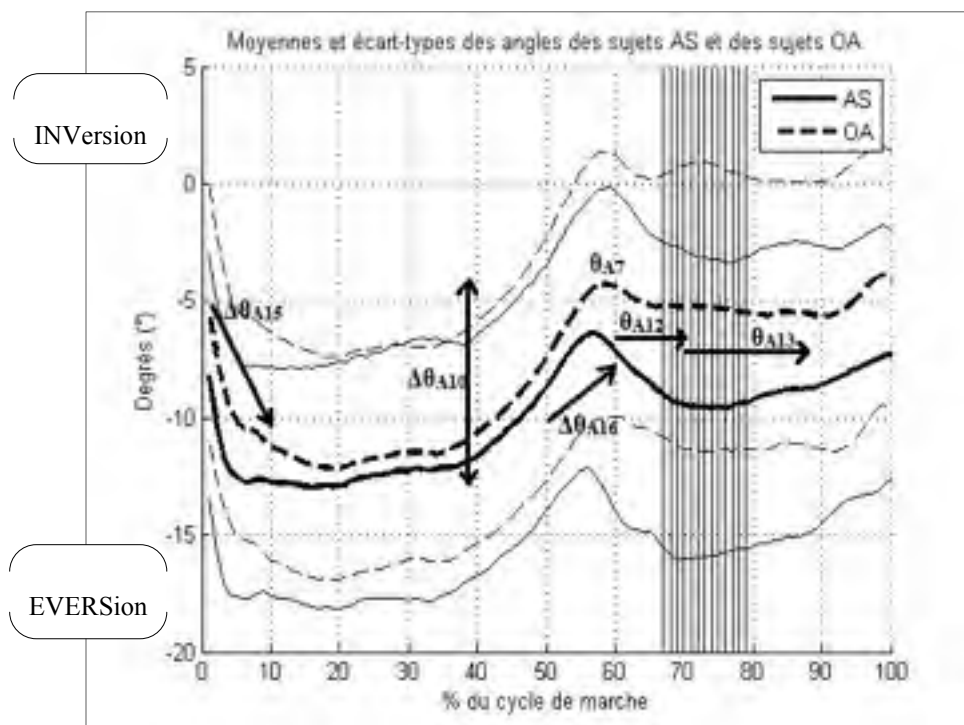


Figure 5.8 Graphique des patrons cinématiques moyens à la cheville dans le plan frontal exprimés en degrés en fonction des pourcentages du cycle de marche

On trouve une période du cycle de marche discriminante dans le plan frontal entre 67 et 79% du cycle de marche, pendant le début de la phase l'envol. En moyenne, les sujets OA y sont moins en éversion que les patients AS. Cela est réaffirmé par deux points d'intérêt significativement discriminants, les positions angulaires moyennes durant le début et le milieu de l'envol (θ_{A12} et θ_{A13}).

On retrouve d'autres paramètres locaux significatifs comme le changement angulaire pendant la phase de chargement, alors que la cheville effectue un mouvement d'éversion rapide, important pour les AS mais plus encore pour les OA ($\Delta\theta_{A15}$).

Le changement angulaire $\Delta\theta_{A16}$ montre que pendant la phase de double appui et poussée avant l'envol du pied, le groupe OA exécute un mouvement d'inversion en moyenne deux fois plus grand que celui du groupe AS. Cela aboutit à un minimum d'éversion (θ_{A7}), observé pendant la phase d'oscillation, significativement inférieur chez les OA par rapport aux AS.

Enfin, l'amplitude totale de mouvement dans le plan frontal sur le cycle de marche est supérieure pour les OA ($\Delta\theta_{A10}$).

Dans le plan sagittal

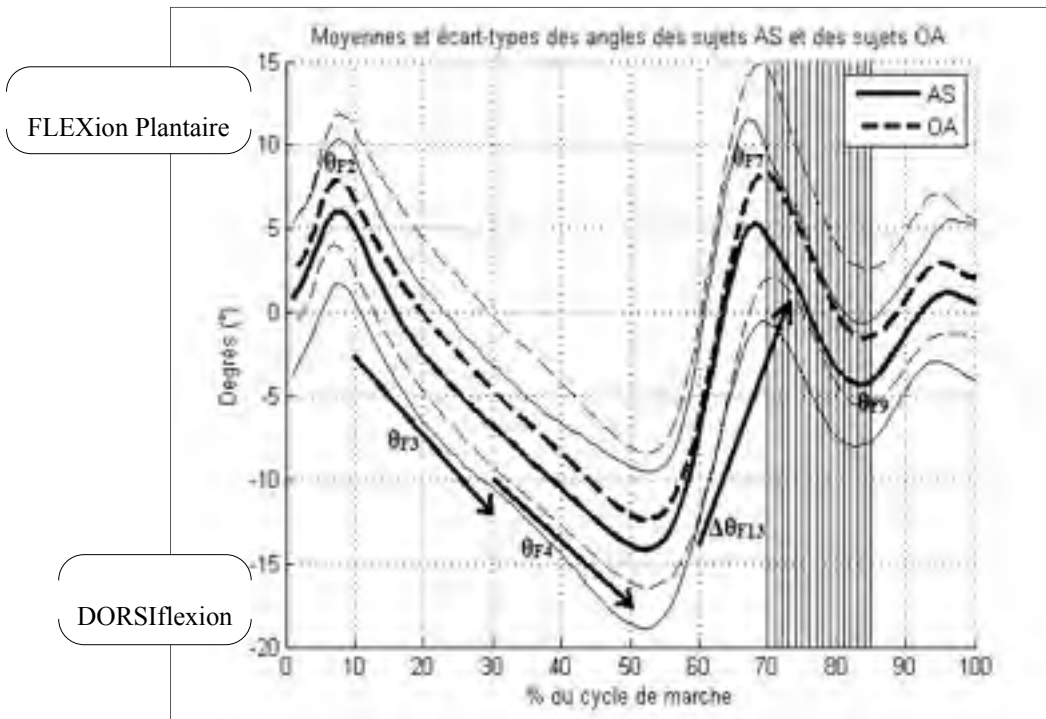


Figure 5.9 Graphique des patrons cinématiques moyens à la cheville dans le plan sagittal exprimés en degrés en fonction des pourcentages du cycle de marche

Dans le plan sagittal, on trouve une période du cycle de marche discriminante entre 70 et 85% du cycle de marche, le « milieu de l'envol » selon le découpage temporel de Perry (1992) ; Les sujets OA sont alors plus en flexion plantaire que les patients AS.

En général, les sujets gonarthrosiques maintiennent leur cheville d'avantage en flexion plantaire que les individus contrôles sur l'ensemble du cycle de marche; cela se remarque de façon significative lors des changements d'orientation du mouvement (θ_{F2} , θ_{F7} et θ_{F9}), ainsi que sur le positionnement angulaire moyen pendant l'appui unilatéral (θ_{F3} et θ_{F4}) et sur le changement angulaire du début de l'envol ($\Delta\theta_{F13}$). Enfin, on peut souligner un passage du mouvement de dorsiflexion au mouvement de flexion plantaire pendant le milieu de l'envol plus tardif chez les OA par rapport aux AS (θ_{F10} au moment de θ_{F9}).

Dans le plan transversal

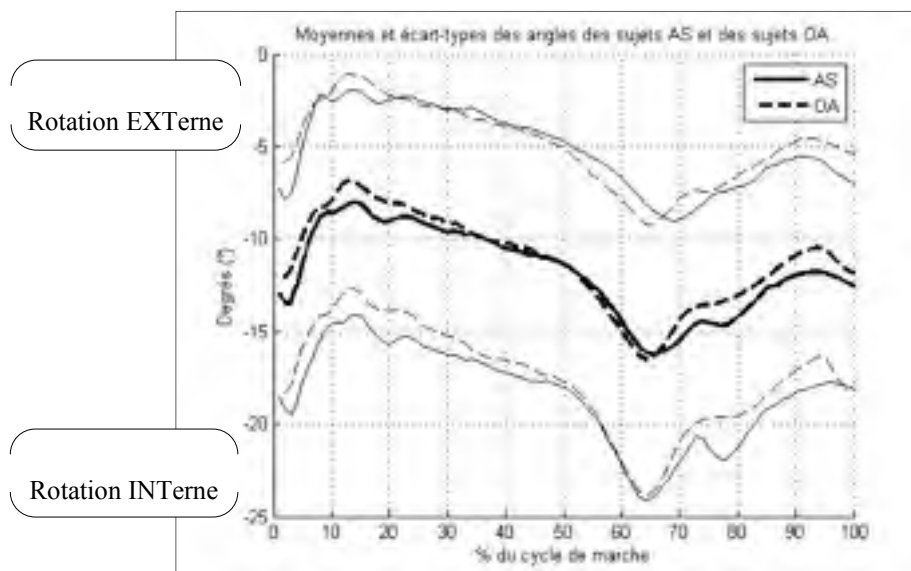


Figure 5.10 Graphique des patrons cinématiques moyens à la cheville dans le plan transversal exprimés en degrés en fonction des pourcentages du cycle de marche

Dans le plan transversal, aucun paramètre ne donne de différence significative; la grande variabilité inter-sujets pourrait en être responsable.

Tableau 5.4 Résultats significatifs sur les paramètres de cinématique angulaire de la cheville

Paramètres d'inversion/éversion		Moyennes observées (en degrés)		Résultats ANOVA	
		AS	OA	F	Signification
Angle maximal dans le plan frontal durant le CM	$\theta_{F7} = \theta_{\text{Max CM}}$	-5,1±5,9	-1,3±5,4	4,674	0,036
Position angulaire moyenne durant le début de l'envol	$\theta_{F12} = \theta_{\text{Moy T4-T5}}$	-8,7±6,5	-5,1±5,4	4,075	0,050
Position angulaire moyenne durant le milieu de l'envol	$\theta_{F13} = \theta_{\text{Moy T5-T6}}$	-9,2±6,3	-5,5±5,8	4,080	0,049
Changement angulaire durant le pré-envol	$\Delta\theta_{F16} = \theta_{A-T4} - \theta_{A-T3}$	1,5±2,3	3,1±2,3	4,865	0,033
Paramètres d'inversion/éversion corrélés au poids corporel		<i>Modèle corrigé</i>		Résultats ANCOVA	
		AS	OA	F	Signification
Amplitude de mouvement dans le plan frontal sur le cycle de marche	$\Delta\theta_{A10} = \theta_{\text{Max CM}} - \theta_{\text{Min CM}}$	9,4±2,7	11,6±2,7	5,707	0,006
Changement angulaire dans le plan frontal pendant la phase de chargement	$\Delta\theta_{A15} = \theta_{A-T1} - \theta_{A-T0}$	-4,5±1,9	-5,8±3,0	6,290	0,004
Paramètres de flexion plantaire/dorsiflexion corrélés au poids corporel		<i>Modèle corrigé</i>		Résultats ANCOVA	
		AS	OA	D	Sig.
Angle maximal dans le plan sagittal durant la phase de chargement	$\theta_{F2} = \theta_{\text{Max T0-T1}}$	6,3±4,4	8,4±3,8	5,820	0,006
Position angulaire moyenne durant le début de l'appui	$\theta_{F3} = \theta_{\text{Moy T1-T2}}$	-1,9±3,9	0,3±4,5	5,347	0,008
Position angulaire moyenne durant la fin de l'appui	$\theta_{F4} = \theta_{\text{Moy T2-T3}}$	-10,5±3,9	-8,5±4,2	5,378	0,008
Angle maximal dans le plan sagittal durant l'envol	$\theta_{F7} = \theta_{\text{Max T4-T7}}$	7,3±5,5	10,4±6,0	6,623	0,003
Angle minimal dans le plan sagittal durant le milieu de l'envol	$\theta_{F9} = \theta_{\text{Min T5-T7}}$	-4,6±3,6	-1,8±4,1	7,515	0,002
Instant de l'angle minimal durant le milieu de l'envol	$\theta_{F10} = I_{\theta A9}$	83,3±1,8	84,2±3,3	3,551	0,037
Changement angulaire durant le début de l'envol	$\Delta\theta_{F13} = \theta_{A-T5} - \theta_{A-T4}$	9,6±3,9	12,7±6,0	3,625	0,035

Note : Dans le plan frontal, une mesure d'angle négative signale un positionnement de la cheville en éversion, et un changement angulaire positif un mouvement en inversion. Dans le plan sagittal, une mesure d'angle ou de changement angulaire positive indique que le positionnement angulaire ou le mouvement de la cheville est en flexion plantaire; de même une valeur négative indique une dorsiflexion. L'amplitude de mouvement est toujours une valeur positive car seule sa grandeur est d'intérêt. L'abréviation CM désigne le Cycle de Marche.

5.2 Classification par une approche globale

Les meilleurs résultats obtenus à la classification sont présentés dans les tableaux suivants. On obtient d'excellents résultats au genou, plus de 95% dans le plan frontal, mais même à la hanche et à la cheville les taux sont élevés alors que les sujets ont de l'arthrose confirmée au genou seulement, pas à la hanche ou à la cheville.

On peut remarquer que pour toutes les articulations, les meilleurs taux de classification dans le plan sagittal sont obtenus sur le même sous-cycle, entre 80 et 100 % du cycle de marche lors de la seconde moitié de l'envol.

5.2.1 À la hanche

Tableau 5.5 Meilleurs résultats obtenus lors de la classification des sujets selon la cinématique de la hanche dans les trois plans

Plan	Sigles	Taille du sous-cycle	Sous-cycle	Nombre vecteurs	AS (15)	OA (32)	Taux
Frontal	HF 1	8	33 - 40 %	3	14	27	87,23 %
	HF 2	33	8 - 40 %	13	10	31	
	HF 3	34	8 - 41 %				
	HF 4	35	8 - 42 %				
	HF 5	36	30 - 65 %	12			
	HF 6	37	29 - 65 %	11			
	HF 7	38	28 - 65 %	10			
	HF 8	41	32 - 72 %	14			
	HF 9	42	31 - 72 %				
	HF10	43	30 - 72%				
Sagittal	HS	16	81 - 96 %	14			15
Transverse	HT	15	53 - 67 %	14	13	28	87,23 %

Plusieurs sous-cycles, de taille et de position différentes, permettent de classer correctement 87,23 % des sujets selon les mouvements d'adduction/abduction de la hanche (plan frontal). Le plus court des sous-cycles (HF 1) se concentre sur le troisième quart de la phase d'appui unilatéral. Les trois suivants (HF 2, 3 et 4) couvrent presque toutes la phase

d'appui unilatéral qui va de 10 à 50 % du cycle de marche selon Perry (1992). Enfin HF 5, 6 et 7 coïncident avec la fin de l'appui suivi du pré-envol et HF 8, 9 et 10 rajoutent le début de l'envol.

Le mouvement de rotation dans le plan transverse donne un résultat équivalent à ceux du plan frontal entre le début du pré-envol et le début de l'envol. Enfin, le mouvement de flexion/extension permet une meilleure classification (89,36 %) sur la seconde moitié de la phase d'oscillation.

5.2.2 Au genou

Tableau 5.6 Meilleurs résultats obtenus lors de la classification des sujets selon la cinématique du genou dans les trois plans

Plan	Sigles	Taille du sous-cycle	Sous-cycle	Nombre vecteurs	AS (15)	OA (32)	Taux
Frontal	GF 1	43	23 - 65 %	6	14	31	95,74 %
	GF 2	45	21 - 65 %				
	GF 3	46	20 - 65 %				
Sagittal	GS	20	80 - 99 %	13	12	29	87,23 %
Transverse	GT	17	68 - 84 %	13	15	28	91,49 %

Au genou, le mouvement d'adduction/abduction donne les meilleurs résultats avec un taux de classification de 95,74 % entre 20 et 65 % du cycle de marche i.e. entre le début de l'appui et le début de l'envol.

Le plan transversal permet aussi une excellente classification des sujets (91,49 %) grâce à leur cinématique pendant le milieu de la phase d'oscillation. Dans le plan sagittal finalement, un taux de 87,23 % est obtenu sur la seconde moitié de la phase d'envol.

5.2.3 À la cheville

Tableau 5.7 Meilleurs résultats obtenus lors de la classification des sujets selon la cinématique de la cheville dans les trois plans

Plan	Sigles	Taille du sous-cycle	Sous-cycle	Nombre vecteurs	AS (15)	OA (32)	Taux
Frontal	CF	18	37 - 54 %	13	14	24	80,85 %
Sagittal	CS 1	14	83 - 96 %	12	13	27	85,11 %
	CS 2	15	81 - 95 %	14	15	25	
	CS 3	16	82 - 97 %	13			
Transverse	CT 1	16	15 - 30 %	14	10	30	85,11 %
	CT 2	26	40 - 65 %	10			
	CT 3	30	36 - 65	12	9	31	
	CT 4	31	35 - 65 %	10	10	30	
	CT 5	45	39 - 83 %	7	11	29	
	CT 6	54	31 - 84 %	7	9	31	

En fin de compte, la cinématique de la cheville engendre de moins bons résultats que les précédentes articulations mais qui restent assez élevés (> 80 %). Le mouvement d'inversion/éversion est particulièrement discriminant entre la fin de l'appui unilatéral et le début de la poussée. Dans le plan sagittal, c'est encore une fois la seconde moitié de la phase d'envol qui génère les meilleurs taux, avec 40 des 47 sujets bien classés.

Pour finir, plusieurs moments du cycle de rotation interne/externe confère un taux de 85 % : lors du début de l'appui, pendant la fin de l'appui et le pré-envol, ainsi que depuis la fin de l'appui unilatéral jusqu'au milieu de l'envol.

CHAPITRE 6

DISCUSSION

6.1 Discussion des résultats

Les objectifs de ce mémoire étaient : (1) La caractérisation des patrons cinématiques 3D de la marche à la hanche, au genou et à la cheville dans les populations asymptomatiques et gonarthrosiques ; (2) La détermination de paramètres distinctifs entre les deux groupes ; (3) La mise-en-évidence de sous-phases du cycle de marche particulièrement discriminantes des deux groupes.

En résumant tous les résultats obtenus à chaque articulation, on peut dire qu'il existe des différences significatives entre les données cinématiques des sujets asymptomatiques et des patients gonarthrosiques. À la hanche, on retrouve par exemple beaucoup d'éléments de différenciation sur le mouvement d'adduction / abduction pendant la phase d'appui. Les patients gonarthrosiques présentent un mouvement d'avantage en abduction pendant l'appui et moins en rotation externe que les sujets contrôles surtout au pré-envol (2.0° , $p=0.01$). Au genou, c'est aussi la phase d'appui qui ressort de l'analyse statistique dans les plans sagittal et transversal ainsi que de la classification dans le plan frontal : les OA fléchissent moins le genou (4.7° , $p=0.003$) et maintiennent une rotation tibiale moins interne par comparaison aux AS (1.0° , $p=0.01$). Pour la cheville, on peut retenir en particulier la phase d'envol pendant laquelle les OA sont d'avantage en inversion et en flexion plantaire, ainsi que le plan sagittal porteur d'informations discriminantes sur tout le cycle de marche.

En se focalisant sur les liens entre les événements survenant aux différentes articulations, quelques remarques peuvent être faites :

- On a observé que les patients OA sont d'avantage en rotation tibiale externe pendant l'appui unilatéral et le pré-envol. On peut faire un parallèle entre cette position du genou dans le plan transversal et celle de la hanche au contraire d'avantage en rotation interne en particulier

pendant la phase de pré-envol (double appui et poussée). En d'autres termes, le fémur est tourné vers l'intérieur par rapport au bassin et par conséquent le tibia est tourné vers l'extérieur relativement au fémur.

- D'autre part, pendant les phases de chargement et d'appui unilatéral, les gonarthrosiques fléchissent significativement moins le genou. Si l'on regarde alors la cheville dans le même plan, elle fait un mouvement de flexion plantaire plus important pendant la mise en charge et de dorsiflexion moins important pendant l'appui unilatéral. On peut présumer que puisque les OA minimisent leur flexion du genou, la dorsiflexion de la cheville est donc logiquement minimisée aussi lorsque le poids du corps passe d'arrière en avant sur la jambe évaluée.

- Par ailleurs, en se concentrant sur les dix premiers pourcents du cycle de marche, une mise-en-charge précautionneuse ressort des divers patrons cinématiques : à la hanche, le mouvement d'adduction est réalisé significativement plus tard et plus doucement que chez les sujets sains ; de plus, le genou est beaucoup moins fléchi ; enfin, la cheville accomplit un mouvement d'éversion réduit et de flexion plantaire augmenté. Dans l'ensemble, tous ces indices laissent apparaître une stratégie d'adaptation, probablement afin de diminuer la douleur et d'augmenter la stabilité du genou.

6.2 Liens avec la littérature

Comme expliqué précédemment (Section 2.2), de grandes variabilités de méthodologies existent parmi les études biomécaniques, compliquant les comparaisons entre les études. Cependant, certains résultats se confirment ou se contredisent et méritent une discussion.

Diverses études ont montré que de les deux pics de flexion atteints lors de la phase l'appui et lors de l'oscillation sont réduits chez les patients gonarthrosiques (Al-Zahrani et Bakheit, 2002; Astephen et al., 2008; Gok, Ergin et Yavuzer, 2002; Kaufman et al., 2001). En accord avec eux, les patients de cette étude présentent une réduction significative de la flexion du genou durant la phase d'appui mais non significative pendant l'envol.

Le patron de mouvement au genou dans le plan frontal (soit d'adduction/abduction) est celui pour lequel Boivin (2010) trouve les différences les plus marquées entre les groupes. Elle ressort trois paramètres significativement discriminants : le changement angulaire et l'amplitude de mouvement durant la mise en charge ainsi que la position angulaire moyenne durant l'appui unilatéral. Dans le projet présent, on y retrouve le meilleur taux de classification (95,7 %) mais aucun paramètre angulaire local significativement discriminant. Globalement, cela peut se justifier par l'existence de deux types de patrons comme mentionné précédemment : Le patron le moins fréquent, qui se caractérise par un mouvement en adduction lors de la poussée au lieu d'un mouvement en abduction, était observé par Boivin (2010) auprès des patients OA uniquement (6 patients sur 33 soit 18%). De plus, la proportion de patients présentant cette stratégie de mouvement augmentait avec le niveau de sévérité de la pathologie. L'analyse statistique locale ne permet pas de prendre en compte cette variabilité même si la position moyenne du groupe OA est plus en adduction que celle du groupe AS tout au long du cycle de marche (de 1,2 à 2,9° de plus ; + 2,1° en moyenne). Dans le détail, on a calculé dans ce projet aussi le changement angulaire dans le plan frontal durant la phase de chargement : en le calculant selon la même formule que Boivin (2010), c'est-à-dire en prenant la position angulaire moyenne sur le début de l'appui (10 à 30% du cycle) moins l'angle au contact initial, l'analyse de variance donne un résultat significativement supérieur pour le groupe OA ($F=7,785$; $p=0,008$). Cependant, en le calculant simplement selon l'angle de fin moins l'angle de début de la phase de mise-en-charge, le résultat de l'ANOVA n'est plus significatif. Cela interroge sur la pertinence du paramètre mis en avant par l'étude antérieure. Enfin, les deux autres paramètres indiqués n'ont pas donné de résultats significatifs lors des ANOVA calculées sur nos données.

En outre, Ko et al. (2011) soulignaient qu'aucune analyse complète de la marche n'a été réalisée, explorant comment l'arthrose au genou affecte les cinématiques et cinétiques motrices à la hanche, à la cheville, aussi bien qu'à l'articulation du genou. Considérant l'importance fonctionnelle de l'activité de la cheville pour la génération de l'élan en avant pendant la marche et le fait que la performance de la cheville décline significativement avec l'âge, ils émettent l'hypothèse qu'un mouvement de la cheville limité pourrait être impliqué

dans la pathogenèse de la gonarthrose, et d'autre part, que l'exagération du mouvement de la cheville pourrait être un effort compensatoire pour augmenter l'élan en avant des patients OA. Cette dernière idée va dans le sens des résultats de cette étude qui a montré que les patients gonarthrosiques maintiennent une position de leur cheville d'avantage en inversion et en flexion plantaire que les sujets contrôles pendant la marche (respectivement 2,2 et 2,1° de différence en moyenne sur le cycle), et en particulier pendant le pré-envol et l'envol.

Des mises-en-parallèle avec les conséquences biomécaniques d'autres pathologies touchant les articulations du membre inférieur peuvent aussi être tentées :

Ornetti et al. (2011) ont décrit les adaptations cinématiques des articulations du membre inférieur de patients avec de l'arthrose à la hanche pendant la marche. Leur démarche se démarque de celle des sujets contrôles notamment par un maximum de flexion et extension de la hanche réduit et une dorsiflexion des chevilles augmentée. Dans le cas présent de sujets ayant de l'arthrose au genou, le patron cinématique des rotations de la hanche dans le plan sagittal est très comparable à celui des participants asymptomatiques. Leur cheville est au contraire plus en flexion plantaire pendant la marche. Les stratégies compensatoires subséquents à ces deux pathologies ne sont donc pas les mêmes.

Andriacchi et al. (2006) examinent la relation entre les changements cinématiques en rotation tibiale interne subséquents à une blessure du ligament croisé antérieur (LCA), pendant la marche, et la progression de l'arthrose au genou. Des simulations par éléments finis dérivés des volumes de cartilage 3D suggèrent que la progression de l'arthrose après une blessure du LCA est associée à un changement des caractéristiques de chargements de l'articulation fémorotibiale : ils sont décalés à des régions non-conditionnées du cartilage, et donc augmentent la sollicitation et l'accélération de la perte de cartilage relativement à un genou intact. Dans le cas d'une arthrose idiopathique comme dans cette étude, le même raisonnement peut être fait : la rotation tibiale en moyenne plus externe cette fois chez les participants gonarthrosiques, pendant les phases d'appui unipodal et de pré-envol, peut être

associée à la progression de l'usure du cartilage à cause d'une augmentation des forces mécaniques.

Concernant la classification, l'originalité apportée dans ce projet réside dans l'utilisation de caractéristiques observables notamment à d'autres articulations que celle touchée par la pathologie. Les bons taux obtenus ouvrent la voie à la recherche de nouveaux classificateurs améliorés par l'utilisation de sous-cycles extraits des divers patrons de marche provenant de plusieurs articulations.

Si l'on compare les résultats de la classification obtenus ici grâce aux cinématiques du genou à ceux de Youssef Ouakrim (2011), dont j'ai suivi la méthode, on remarque qu'ils sont meilleurs dans les plans frontal et transverse, et proche en sagittal. Or ce dernier indiquait être parvenu à des taux de classification plus élevés que ceux de la littérature (Astefan et al., 2008; Deluzio et Astefan, 2007; Jones, Holt et Beynon, 2008; Köktas et al., 2010; Lai et al., 2009; Landry et al., 2007). Le mouvement d'adduction/abduction donne les meilleurs résultats dans les deux études, avec des taux de 95,7 % dans la présente et de 93,2 % pour Ouakrim. Bien qu'il ait utilisé des acquisitions réalisées lors du même protocole d'analyse de la marche, il n'a pas exactement les mêmes sujets (14 dans le groupe AS et 30 dans le groupe OA, contre 15 et 32 ici), ni suivi un traitement identique des données. Comme justifié ci-dessous, il a appliqué un filtrage :

« Les données cinématiques sont constituées des coordonnées des marqueurs dans l'espace 3D. Ces données sont essentiellement affectées par un bruit causé par les artefacts d'acquisition de données. Pour supprimer ce bruit, la méthode automatique *Singular Spectrum Analysis* (SSA) a été utilisée avec une fenêtre de longueur 10 (Aissaoui et al., 2006; Boivin, 2010). Cette méthode est une approche non paramétrique qui est appliquée pour l'analyse des séries chronologiques. » (Ouakrim, 2011)

Aucun filtre n'a été utilisé lors de la création de la base de données de cette étude. En effet, l'hypothèse avait été émise qu'un filtre, au-delà de son effet d'atténuation du bruit a priori indésirable, efface néanmoins des éléments d'information existants dans les données qui peuvent être utiles lors de leur caractérisation. Les bons résultats obtenus à la classification notamment penchent en faveur de cette hypothèse.

6.3 Limites de l'étude

Cette étude comprend quelques limites dont essentiellement le manque de vérification clinique de l'absence d'arthrose à la hanche et à la cheville : Les sujets n'ont pas été testés spécifiquement à ce niveau puisque les objectifs originels lors de la création de la base de données ne prévoyaient pas les questions développées ici. Cependant, être atteint(e) d'arthrose de type généralisée ou d'arthrite rhumatoïde était un critère d'exclusion.

Avec l'étude simultanée des cinématiques des trois articulations du membre inférieur, une autre difficulté apparaît si l'on cherche à comprendre qu'est ce qui est la cause ou le résultat de quoi. En effet, on ne peut pas savoir quels phénomènes apparaissent en premiers, ni lesquels sont la conséquence directe de la détérioration du genou par l'arthrose, et lesquels sont le résultat de stratégies compensatoires. On pourrait envisager un nouveau projet autour de la même problématique avec le nombre de participants augmenté et le groupe de sujets gonarthrosiques sous-divisé selon l'avancé de la pathologie. Par ailleurs, un suivi longitudinal de sujets contrôles et de patients gonarthrosiques, avec images radiologiques et évaluations biomécaniques chroniques, serait d'autant plus pertinent.

CONCLUSION

Ce projet de recherche a étudié les conséquences de la présence d'arthrose au genou sur déplacements angulaires de la hanche, du genou et de la cheville dans les trois plans de l'espace pendant la marche. En comparant les patrons cinématiques de patients gonarthrosiques à ceux de sujets contrôles asymptomatiques, on s'est demandé quels mouvements de rotation et/ou quelles périodes du cycle de marche pourraient être utiles pour la distinction de sujets des deux groupes. De plus, on a classifié ces sujets AS vs. OA à partir de leurs patrons cinématiques aux différentes articulations pour montrer l'existence de sous-cycles de marche discriminants à tous les niveaux.

En résumé, les patrons cinématiques 3D de la marche des patients gonarthrosiques dévoilent des différences significatives avec ceux des sujets asymptomatiques aux trois articulations du membre inférieur : cela suggère que la présence d'arthrose au genou amène à l'ajustement des stratégies de déplacements angulaires du genou, mais aussi de la hanche et de la cheville.

La classification par approche globale permet de différencier des patients gonarthrosiques de sujets asymptomatiques selon les mouvements de rotations enregistrés au genou mais aussi à la hanche et à la cheville : cela ouvre la voie à de nouvelles recherches pour déceler des stratégies d'adaptation du système locomoteur face à la pathologie et détecter son développement à l'aide de systèmes de classification renforcés.

L'intérêt de ce projet réside dans l'étude des cinématiques des trois articulations du membre inférieur des mêmes sujets, et pas seulement de celle qui est touchée par la pathologie.

De plus, une réelle utilité clinique peut être espérée à long terme. En effet, de nos jours, le manque de solutions préventives ou curatives à proposer par les cliniciens aux patients qui consultent pour des problèmes liés à l'arthrose du genou est évident. Il faut attendre un état de détérioration avancé de l'articulation pour envisager une opération chirurgicale pour la pose d'une prothèse. Or avec le vieillissement des populations, la prévalence de la pathologie ne

fait qu'augmenter et ces opérations sont contraignantes et coûteuses. Des plans de traitement personnalisé pour ralentir la progression de la gonarthrose sont donc recherchés. Ce projet donne des pistes à deux niveaux :

- D'une part, l'analyse statistique montre qu'hanche et cheville subissent aussi des adaptations de leur biomécanique avec la présence d'arthrose au genou ; cette synergie motive la considération d'une prise en charge de la gonarthrose par un travail sur les autres articulations également, comme encouragé par Thorp et al. (2010) pour le traitement biomécanique de l'arthrose du genou médial. Leur étude suggère que cibler la hanche, en mettant l'accent sur l'entraînement de la musculature de l'abducteur de la hanche plutôt que seulement sur la musculature du genou, peut représenter une option efficace pour diminuer le moment d'adduction externe du genou et le score de douleur au genou des sujets. La même année, l'étude randomisée de Bennell et al. (2010) confirme que le renforcement des muscles de la hanche améliore les symptômes et la fonctionnalité des participants gonarthrosiques mais n'affectera pas le chargement médial du genou mesuré dans le moment d'adduction ni la progression de l'arthrose. Des recherches restent donc à faire pour définir des programmes d'exercices de physiothérapie optimums pour les patients.

- D'autre part, on a prouvé que la classification des sujets peut être faite à partir des cinématiques aux différentes articulations vues dans différents plans ; l'intégration dans un nouveau système de classification d'une combinaison pertinente de sous-cycles extraits des divers patrons de marche provenant de plusieurs articulations permettrait une détection précoce et une prise en charge préventive.

ANNEXE I

REPÈRES ANATOMIQUES

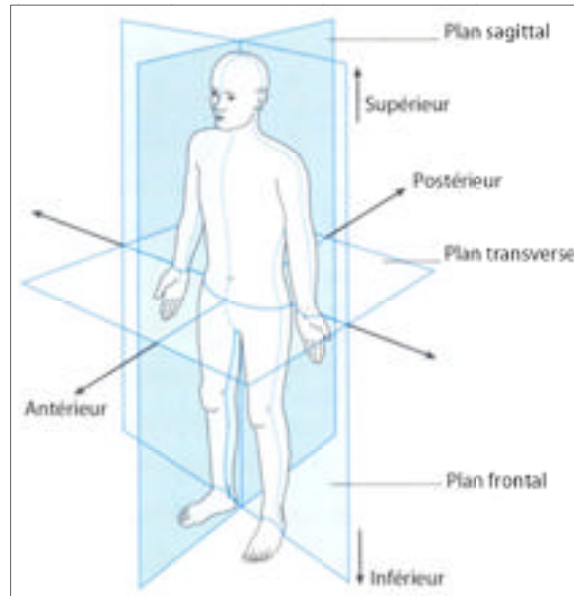


Figure 6.1 Plans anatomiques
Adapté de Whittle (2007) par Fuentes (2010)

Déplacements	Plan du déplacement	Direction
Proximal	Sagittal	Qui se rapproche du centre du corps
Distal	Sagittal	Qui s'éloigne du centre du corps
Antérieur	Frontal	Vers l'avant du plan frontal
Postérieur	Frontal	Vers l'arrière du plan frontal
Médial ou interne	Transverse	Qui se rapproche du plan sagittal
Latéral ou externe	Transverse	Qui s'éloigne du plan sagittal

Rotations	Plan et axe concordant	Direction
Flexion	Plan sagittal Axe médiolatéral	Rotation qui tend à diminuer l'angle entre les deux segments. (Rotation avec une composante antérieure, à l'exception du genou)
Extension	Plan sagittal Axe médiolatéral	Rotation qui tend à augmenter l'angle entre les deux segments. (Rotation avec une composante postérieure, à l'exception du genou)
Adduction	Plan frontal Axe antéropostérieur	Rotation qui rapproche le segment vers le plan sagittal
Abduction	Plan frontal Axe antéropostérieur	Rotation qui éloigne le segment du plan sagittal
Médial ou interne	Plan transverse Axe proximodistal	Rotation qui rapproche la partie antérieure du segment du plan sagittal
Latéral ou externe	Plan transverse Axe proximodistal	Rotation qui éloigne la partie antérieure du segment du plan sagittal

Figure 6.2 Terminologie biomécanique
Tiré de Fuentes (2010)

ANNEXE II

RÉSULTATS ANOVA POINT PAR POINT

Les tableaux suivants présentent le détail des résultats significatifs obtenus aux analyses de variance (ANOVA) par contraste AS vs. OA faites point par point du cycle de marche.

Articulation = Genou, Plan = Sagittal

% du CM	F	Signification
valeur15	4,127	,048
valeur16	4,202	,046
valeur17	4,292	,044
valeur18	4,249	,045
valeur19	4,158	,047
valeur20	4,130	,048

Articulation = Cheville, Plan = Frontal

% du CM	F	Signification
valeur67	4,154	,047
valeur68	4,511	,039
valeur69	4,542	,039
valeur70	4,579	,038
valeur71	4,867	,033
valeur72	4,822	,033
valeur73	4,883	,032
valeur74	4,911	,032
valeur75	4,860	,033
valeur76	4,969	,031
valeur77	4,641	,037
valeur78	4,371	,042
valeur79	4,290	,044

Articulation = Cheville, Plan = Sagittal

% du CM	F	Signification
valeur70	4,225	,046
valeur71	5,599	,022
valeur72	6,144	,017
valeur73	6,423	,015
valeur74	6,643	,013
valeur75	7,156	,010
valeur76	7,789	,008
valeur77	7,823	,008
valeur78	7,498	,009
valeur79	7,228	,010
valeur80	6,779	,012
valeur81	5,965	,019
valeur82	5,535	,023
valeur83	5,234	,027
valeur84	5,010	,030
valeur85	4,505	,039

BIBLIOGRAPHIE

- Aissaoui, Rachid, S. Husse, H. Mecheri, Gerald Parent et Jacques A. de Guise. 2006. « Automatic filtering techniques for three-dimensional kinematics data using 3D motion capture system ».
- Al-Zahrani, K. S., et A. M. Bakheit. 2002. « A study of the gait characteristics of patients with chronic osteoarthritis of the knee ». *Disabil Rehabil*, vol. 24, n° 5, p. 275-80.
- Andriacchi, T. P., P. L. Briant, S. L. Bevill et S. Koo. 2006. « Rotational changes at the knee after ACL injury cause cartilage thinning ». In *Clin Orthop Relat Res*. Vol. 442, p. 39-44. United States. NLM. < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16394737> >.
- Arden, N., et M. C. Nevitt. 2006. « Osteoarthritis: epidemiology ». *Best practice & research. Clinical rheumatology*, vol. 20, n° 1, p. 3-25.
- Astephen, J. L., K. J. Deluzio, G. E. Caldwell et M. J. Dunbar. 2008. « Biomechanical changes at the hip, knee, and ankle joints during gait are associated with knee osteoarthritis severity ». *Journal of orthopaedic research : official publication of the Orthopaedic Research Society*, vol. 26, n° 3, p. 332-41.
- Baliunas, A. J., D. E. Hurwitz, A. B. Ryals, A. Karrar, J. P. Case, J. A. Block et T. P. Andriacchi. 2002. « Increased knee joint loads during walking are present in subjects with knee osteoarthritis ». In *Osteoarthritis Cartilage*. Vol. 10, p. 573-9. England. NLM. < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12127838> >.
- Begon, Mickaël, et Patrick Lacouture. 2005. « Modélisation anthropométrique pour une analyse mécanique du geste sportif. Partie 2 : estimation des centres articulaires et détermination de la cinématique du squelette ». *Movement & Sport Sciences*. p. 35-60.
- Bennell, K. L., M. A. Hunt, T. V. Wrigley, D. J. Hunter, F. J. McManus, P. W. Hodges, L. Li et R. S. Hinman. 2010. « Hip strengthening reduces symptoms but not knee load in people with medial knee osteoarthritis and varus malalignment: a randomised controlled trial ». In *Osteoarthritis Cartilage*. Vol. 18, p. 621-8. England. NLM. < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20175973> >.
- Besier, T. F., D. L. Sturnieks, J. A. Alderson et D. G. Lloyd. 2003. « Repeatability of gait data using a functional hip joint centre and a mean helical knee axis ». In *J Biomech*. Vol. 36, p. 1159-68. United States. NLM.

- Boivin, Karine 2010. « Développement d'une approche d'évaluation clinique de la cinématique tridimensionnelle du genou durant la marche pour des patients gonarthrosiques ». 299 p.
- Cappozzo, A., U. Della Croce, A. Leardini et L. Chiari. 2005. « Human movement analysis using stereophotogrammetry. Part 1: theoretical background ». In *Gait Posture*. Vol. 21, p. 186-96. Netherlands. NLM. < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15639398> >.
- Chang, A., K. Hayes, D. Dunlop, D. Hurwitz, J. Song, S. Cahue, R. Genge et L. Sharma. 2004. « Thrust during ambulation and the progression of knee osteoarthritis ». *Arthritis Rheum*, vol. 50, n° 12, p. 3897-903.
- Chau, T., S. Young et S. Redekop. 2005. « Managing variability in the summary and comparison of gait data ». In *J Neuroeng Rehabil*. Vol. 2, p. 22. England. NLM. < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16053523> >.
- Cloete, T., et C. Scheffer. 2008. « Benchmarking of a full-body inertial motion capture system for clinical gait analysis ». *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc*, vol. 2008, p. 4579-82.
- Darmana, R. . 2004. « Le cycle de la marche normale ». *L'Observatoire du mouvement: Lettre d'information*, vol. 11.
- Della Croce, U., A. Leardini, L. Chiari et A. Cappozzo. 2005. « Human movement analysis using stereophotogrammetry. Part 4: assessment of anatomical landmark misplacement and its effects on joint kinematics ». In *Gait Posture*. Vol. 21, p. 226-37. Netherlands. NLM. < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15639401> >.
- Deluzio, KJ. , UP. Wyss, Z. Benny, PA. Costigan et C Sorbie. 1997. « Principal component models of knee kinematics and kinetics: Normal vs. pathological gait patterns ». *Human Movement Science*, vol. 16, p. 201-217.
- Deluzio, K. J., et J. L. Astephen. 2007. « Biomechanical features of gait waveform data associated with knee osteoarthritis: an application of principal component analysis ». *Gait & posture*, vol. 25, n° 1, p. 86-93.
- Dicharry, J. 2010. « Kinematics and kinetics of gait: from lab to clinic ». *Clin Sports Med*, vol. 29, n° 3, p. 347-64.
- Felson, D. T. 2004. « Risk factors for osteoarthritis: understanding joint vulnerability ». In *Clin Orthop Relat Res*. p. S16-21. United States. NLM. < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15480060> >.

- Ferber, R., I. McClay Davis, D. S. Williams, 3rd et C. Laughton. 2002. « A comparison of within- and between-day reliability of discrete 3D lower extremity variables in runners ». *J Orthop Res*, vol. 20, n° 6, p. 1139-45.
- Ferrari, A., M. G. Benedetti, E. Pavan, C. Frigo, D. Bettinelli, M. Rabuffetti, P. Crenna et A. Leardini. 2008. « Quantitative comparison of five current protocols in gait analysis ». In *Gait Posture*. Vol. 28, p. 207-16. Netherlands. NLM. < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/18206374> >.
- Fisher, N. M., S. C. White, H. J. Yack, R. J. Smolinski et D. R. Pendergast. 1997. « Muscle function and gait in patients with knee osteoarthritis before and after muscle rehabilitation ». *Disabil Rehabil*, vol. 19, n° 2, p. 47-55.
- Fuentes, Alexandre. 2010. « Apport d'une évaluation biomécanique 3D du genou dans la prise en charge orthopédique de patients ayant une rupture du ligament croisé antérieur ». Montréal, Udm.
- Ganjikia, S., N. Duval, L. Yahia et J. de Guise. 2000. « Three-dimensional knee analyzer validation by simple fluoroscopic study ». In *Knee*. Vol. 7, p. 221-231. NLM. < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11104914> >.
- Gok, H., S. Ergin et G. Yavuzer. 2002. « Kinetic and kinematic characteristics of gait in patients with medial knee arthrosis ». *Acta Orthop Scand*, vol. 73, n° 6, p. 647-52.
- Grood, E. S. , et W. J. Suntay. 1983. « A Joint Coordinate System for the Clinical Description of Three Dimensional Motions: Application to the Knee ».
- Hagemeister, Nicola , Gerald Parent, M. Van de Putte, N. St-Onge, N. Duval et Jacques A. de Guise. 2005. « A reproducible method for studying three-dimensional knee kinematics ».
- Heiden, T. L., D. G. Lloyd et T. R. Ackland. 2009. « Knee joint kinematics, kinetics and muscle co-contraction in knee osteoarthritis patient gait ». *Clinical biomechanics*, vol. 24, n° 10, p. 833-41.
- Issa, Sakeba N., et Leena Sharma. 2006. « Epidemiology of Osteoarthritis: An Update ».
- Jones, L., C. A. Holt et M. J. Beynon. 2008. « Reduction, classification and ranking of motion analysis data: an application to osteoarthritic and normal knee function data ». In *Comput Methods Biomech Biomed Engin*. Vol. 11, p. 31-40. England. NLM. < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17943482> >.
- Kaufman, K. R., C. Hughes, B. F. Morrey, M. Morrey et K. N. An. 2001. « Gait characteristics of patients with knee osteoarthritis ». *Journal of biomechanics*, vol. 34, n° 7, p. 907-15.

- Ko, S. U., S. M. Ling, C. Schreiber, M. Nesbitt et L. Ferrucci. 2011. « Gait patterns during different walking conditions in older adults with and without knee osteoarthritis--results from the Baltimore Longitudinal Study of Aging ». In *Gait Posture*. Vol. 33, p. 205-10. England. NLM. < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21145241> >.
- Köktas, Sen, Nigar, Nese Yalabik, Günes Yavuzer et Robert P. W. Duin. 2010. « A multi-classifier for grading knee osteoarthritis using gait analysis ». *Pattern Recognition Letters*. p. 898-904.
- Krauss, I., R. List, P. Janssen, S. Grau, T. Horstmann et A. Stacoff. 2011. « Comparison of distinctive gait variables using two different biomechanical models for knee joint kinematics in subjects with knee osteoarthritis and healthy controls ». In *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. NLM. < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22019299> >.
- Lafortune, M. A., P. R. Cavanagh, H. J. Sommer, 3rd et A. Kalenak. 1992. « Three-dimensional kinematics of the human knee during walking ». *Journal of biomechanics*, vol. 25, n° 4, p. 347-57.
- Lafuente, R., JM. Belda, J. Sanchez-Lacuesta, C. Soler et J. Prat. 1997. « Design and test of neural networks and statistical classifiers in computer-aided movement analysis: a case study on gait analysis ». *Clinical Biomechanics*, vol. 13, n° 3.
- Lai, D. T., P. Levinger, R. K. Begg, W. L. Gilleard et M. Palaniswami. 2009. « Automatic recognition of gait patterns exhibiting patellofemoral pain syndrome using a support vector machine approach ». *IEEE Trans Inf Technol Biomed*, vol. 13, n° 5, p. 810-7.
- Landry, S. C., K. A. McKean, C. L. Hubley-Kozey, W. D. Stanish et K. J. Deluzio. 2007. « Knee biomechanics of moderate OA patients measured during gait at a self-selected and fast walking speed ». *Journal of biomechanics*, vol. 40, n° 8, p. 1754-61.
- Lawrence, R. C., C. G. Helmick, F. C. Arnett, R. A. Deyo, D. T. Felson, E. H. Giannini, S. P. Heyse, R. Hirsch, M. C. Hochberg, G. G. Hunder, M. H. Liang, S. R. Pillemer, V. D. Steen et F. Wolfe. 1998. « Estimates of the prevalence of arthritis and selected musculoskeletal disorders in the United States ». *Arthritis and rheumatism*, vol. 41, n° 5, p. 778-99.
- Loslever, P., E. M. Laassel et J. C. Angue. 1994. « Combined statistical study of joint angles and ground reaction forces using component and multiple correspondence analysis ». *IEEE transactions on bio-medical engineering*, vol. 41, n° 12, p. 1160-7.
- Manetta, J., L. H. Franz, C. Moon, K. L. Perell et M. Fang. 2002. « Comparison of hip and knee muscle moments in subjects with and without knee pain ». In *Gait Posture*. Vol. 16, p. 249-54. Netherlands. NLM. < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12443949> >.

- Marieb, Elaine N. 2005. *Anatomie et physiologie humaines*, 3^e édition.
- Messier, S. P., R. F. Loeser, J. L. Hoover, E. L. Semble et C. M. Wise. 1992. « Osteoarthritis of the knee: effects on gait, strength, and flexibility ». In *Arch Phys Med Rehabil*. Vol. 73, p. 29-36. United States. NLM. < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/1729969> >.
- Mills, P. M., S. Morrison, D. G. Lloyd et R. S. Barrett. 2007. « Repeatability of 3D gait kinematics obtained from an electromagnetic tracking system during treadmill locomotion ». In *J Biomech*. Vol. 40, p. 1504-11. United States. NLM. < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16919639> >.
- Mundermann, A., C. O. Dyrby et T. P. Andriacchi. 2005. « Secondary gait changes in patients with medial compartment knee osteoarthritis: increased load at the ankle, knee, and hip during walking ». *Arthritis and rheumatism*, vol. 52, n° 9, p. 2835-44.
- Noyes, F.R. 2010. *Noyes' Knee Disorders : Surgery, Rehabilitation, Clinical Outcomes*.
- Ornetti, P., D. Laroche, C. Morisset, J. N. Beis, C. Tavernier et J. F. Maillefert. 2011. « Three-dimensional kinematics of the lower limbs in hip osteoarthritis during walking ». In *J Back Musculoskelet Rehabil*. Vol. 24, p. 201-8. Netherlands. NLM. < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22142708> >.
- Ouakrim, Youssef. 2011. « Classification de sujets asymptomatiques et gonarthrosiques en fonction des données cinématiques : Comparaison de l'approche globale et de l'approche locale ». Montréal, École de technologie supérieure, 156 p.
- Perry, J. 1992. *Gait analysis : Normal and pathological function*. USA: Thorofare, 524 p.
- Reinschmidt, C., A.J. Van den Bogert, A. Lundberg, B.M. Nigg, N. Murphy, A. Stacoff et A. Stano. 1997. « Tibiofemoral and tibiocalcaneal motion during walking: external vs. skeletal markers ». *Gait and Posture*. p. 98-109.
- Russell, E. M., et J. Hamill. 2011. « Lateral wedges decrease biomechanical risk factors for knee osteoarthritis in obese women ». In *J Biomech*. Vol. 44, p. 2286-91. United States. NLM. < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21719018> >.
- Ryu, Taebeum, Hwa Soon Choi, Hoonwoo Choi et Min K. Chung. 2006. « A comparison of gait characteristics between Korean and Western people for establishing Korean gait reference data ». *International Journal of Industrial Ergonomics*. p. 1023-1030.
- Saporta, Gilbert. 1990. *Probabilités, Analyse des données et Statistiques*.

- Sharma, L., J. Song, D. T. Felson, S. Cahue, E. Shamiyeh et D. D. Dunlop. 2001. « The role of knee alignment in disease progression and functional decline in knee osteoarthritis ». *JAMA : the journal of the American Medical Association*, vol. 286, n° 2, p. 188-95.
- Sudhoff, I., S. Van Driessche, S. Laporte, J. A. de Guise et W. Skalli. 2007. « Comparing three attachment systems used to determine knee kinematics during gait ». In *Gait Posture*. Vol. 25, p. 533-43. Netherlands. NLM. < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16875824> >.
- Thorp, L. E., M. A. Wimmer, K. C. Foucher, D. R. Sumner, N. Shakoor et J. A. Block. 2010. « The biomechanical effects of focused muscle training on medial knee loads in OA of the knee: a pilot, proof of concept study ». *J Musculoskelet Neuronal Interact*, vol. 10, n° 2, p. 166-73.
- Turcot, Katia. 2008. « Développement d'une méthode accélérométrique tridimensionnelle pour l'évaluation d'une population atteinte d'arthrose du genou : application à un contexte de marche ».
- Whittle, Michael W. 2007. *Gait analysis, an introduction*, 4° édition.
- Winter, David A. 2009. *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*, 4.
- Woltring, H. J. 1994. « 3-D attitude representation of human joints: a standardization proposal ». *J Biomech*, vol. 27, n° 12, p. 1399-414.
- Wu, G., et P. R. Cavanagh. 1995. « ISB recommendations for standardization in the reporting of kinematic data ». In *J Biomech*. Vol. 28, p. 1257-61. United States. NLM. < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/8550644> >.
- Wu, G., S. Siegler, P. Allard, C. Kirtley, A. Leardini, D. Rosenbaum, M. Whittle, D. D. D'Lima, L. Cristofolini, H. Witte, O. Schmid et I. Stokes. 2002. « ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion--part I: ankle, hip, and spine. International Society of Biomechanics ». In *J Biomech*. Vol. 35, p. 543-8. United States. NLM. < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11934426> >.